

Aus dem

Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Steffen Ruchholtz

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Individuelle, digitale Prothesenplanung an Knie- und Hüftgelenk

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten
Humanmedizin bzw. Zahnmedizin, Humanbiologie oder Naturwissenschaften
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Felix Arabin

aus Gießen

Marburg, 2017

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
21.11.2017

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer
Referent: Prof. Dr. Heino Kienapfel
Korreferent: Prof. Dr. Andreas Mahnken
2. Korreferent: Prof. Dr. Andreas Kirschbaum

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	3
Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1. Abriss der geschichtlichen Entwicklung der Endoprothetik und der Prothesenplanung	9
1.2. Erstellung eines Röntgenbildes	13
1.2.1. Vorgehensweise bei der analogen Prothesenplanung	13
1.2.2. Vorgehensweise bei der digitalen Prothesenplanung	15
1.3. Indikationen für eine endoprothetische Operation	17
1.4. Die totalendoprothetische Behandlung	19
1.4.1. Implantation einer Totalendoprothese am Hüftgelenk	19
1.4.2. Implantation einer Totalendoprothese am Kniegelenk	20
1.5. Zielsetzung	21
2. Material und Methoden	22
2.1. Der Vergrößerungsfaktor in Abhängigkeit vom Detektorabstand der Referenzkugel	22
2.1.1. Beckenübersichtsaufnahme (a.p.) mit unterschiedlichen Abständen der Referenzkugel	22
2.1.2. Ganzbeinstandaufnahme (a.p.) mit unterschiedlichen Abständen der Referenzkugel	24
2.2. Auswahl des Patientenkollektivs	25
2.3. Erhobene Daten	26
2.4. Bearbeitung der Röntgenbilder	27

2.4.1.	Messungen am Hüftgelenk	27
2.4.2.	Messungen am Kniegelenk	28
2.5.	Umrechnung von digitaler Messung zu analoger Planung	30
2.6.	Übertragung der Messungen auf Prothesengrößen	31
2.7.	Statistische Verfahren	32
3.	Ergebnisse	33
3.1.	Messung des Vergrößerungsfaktors bei definierten Detektorabständen der Referenzkugel	33
3.1.1.	Messung des Vergrößerungsfaktors in Beckenübersichtsaufnahmen (a. p.)	33
3.1.2.	Bestimmung der Größe des individuellen Vergrößerungsfaktors anhand der Ganzbeinstandaufnahme (a. p.)	33
3.2.	Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Hüftgelenk	35
3.3.	Ergebnisse der Messungen am Hüftgelenk	38
3.3.1.	Erhebung des digitalen Vergrößerungsfaktors von Beckenübersichtsaufnahmen (a.p.)	38
3.3.2.	Vergleich zwischen dem digital erhobenen Vergrößerungsfaktor und analogen Faktoren	38
3.3.3.	Vergleich des präoperativ gemessenen Pfannendurchmessers mit dem Durchmesser der implantierten Prothesenkomponente	40
3.3.4.	Vergleich von gemessenem und berechnetem Pfannendurchmesser mit der implantierten Acetabulumkomponente	44
3.4.	Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Kniegelenk	46
3.5.	Ergebnisse der Messungen am Kniegelenk	47
3.5.1.	Der digitale Vergrößerungsfaktor der Ganzbeinstandaufnahme (a.p.)	47
3.5.2.	Vergleich zwischen digital erhobenen und analogen Vergrößerungsfaktoren	47

3.5.3. Vergleich der präoperativ gemessenen m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus mit der Größe der implantierten Tibiakomponente	49
3.5.4. Vergleich der analogen sowie der digitalen Planung mit der implantierten Tibiakomponente	51
4. Diskussion	53
4.1. Messung des Vergrößerungsfaktors unter definierten Abständen zwischen Referenzkugel und Detektor	53
4.1.1. Messung des Vergrößerungsfaktors anhand von Beckenübersichtsaufnahmen (a. p.)	53
4.1.2. Messung des Vergrößerungsfaktors anhand der Ganzbeinstandaufnahme (a. p.)	54
4.1.3. Schlussfolgerung aus den Messungen des Vergrößerungsfaktors bei definierten Abständen zum Detektor	54
4.2. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Hüftgelenk	56
4.3. Ergebnisse der Messungen am Hüftgelenk	58
4.3.1. Erhebung des digitalen Vergrößerungsfaktors von Beckenübersichtsaufnahmen (a.p.)	58
4.3.2. Vergleich zwischen dem digital erhobenen Vergrößerungsfaktor und analogen Faktoren	59
4.3.3. Vergleich des präoperativ gemessenen Pfannendurchmessers mit dem Durchmesser der implantierten Prothesenkomponente	60
4.3.4. Vergleich von gemessenem und berechnetem analogen Pfannendurchmesser mit der implantierten Acetabulumkomponente	62
4.3.5. Schlussfolgerung aus den Ergebnissen der Messungen am Hüftgelenk	63
4.4. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Kniegelenk	64
4.5. Ergebnisse der Messungen am Kniegelenk	65
4.5.1. Der digitale Vergrößerungsfaktor der Ganzbeinstandaufnahme (a.p.)	65

4.5.2.	Vergleich der präoperativ gemessenem m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus mit der Größe der implantierten Tibiakomponente	66
4.5.3.	Berechnete analoge und gemessene digitale Werte jeweils im Vergleich zur implantierten Prothesengröße der Tibiakomponente	67
4.5.4.	Schlussfolgerung aus den Ergebnissen der Messungen am Kniegelenk	68
4.6.	Fehlerdiskussion	69
5.	Zusammenfassung	70
6.	Abstract	72
7.	Literaturverzeichnis	74
8.	Abbildungsverzeichnis	80
9.	Tabellenverzeichnis	82
10.	Anhang	83
10.1.	Verzeichnis der akademischen Lehrer	83
10.2.	Danksagung	84

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
cm	Zentimeter
CT	Computertomografie
Dipl.-Kfm.	Diplom-Kaufmann
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
Fa.	Firma
Hüft-TEP	Totalendoprothese des Hüftgelenkes
ICD	International Classification of Diseases
Knie-TEP	Totalendoprothese des Kniegelenkes
kV	Kilovolt
M	Messung
m	Meter
m.l.	medio-lateral
mAs	Milliamperesekunden
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomografie
ms	Millisekunden
MW	Mittelwert
n	Anzahl
OP	Operation
OPS	Operationen- und Prozedurenschlüssel
PACS	Picture Archiving and Communication System
PMMA	Polymethylmetacrylat
p-Wert	Signifikanzwert
RK	Referenzkörper
RM	Rohmessung
SD	Standardabweichung
TEP	Totalendoprothese
VF	Vergrößerungsfaktor

1. Einleitung

In Deutschland handelt es sich beim totalendoprothetischen Ersatz des Knie- und Hüftgelenkes um etablierte Verfahren und routinemäßige Eingriffe. Im Jahre 2014 wurden hierzulande über 219.000 Hüft-Totalendoprothesen (TEP) und mehr als 149.000 Knie-TEP erstimplantiert. Damit lag diese operative Form der Behandlung am Hüftgelenk auf Platz 8 und am Kniegelenk auf Platz 26 der am häufigsten durchgeführten Operationen innerhalb Deutschlands [58]. Da die Anzahl der degenerativen Erkrankungen des Knie- und Hüftgelenkes infolge des demographischen Wandels innerhalb der letzten Jahre stetig zugenommen hat, kann tendenziell mit einer steigenden Anzahl dieser Behandlungsmaßnahme gerechnet werden. So hat sich z. B. die Zahl der Krankenhausbehandlungen im Vergleich zwischen den Jahren 2000 und 2010 mit der Diagnosegruppe Arthrose (ICD-Schlüssel M15-M19) deutlich erhöht. Im Falle von männlichen Patienten lag dieser Anstieg bei 48,1%, bei weiblichen Patienten bei 35,0% [5, 48, 49, 57].

Vor jeder Implantation einer Endoprothese sollte eine Planung der Prothesengröße mit dem jeweiligen Prothesentyp durchgeführt werden. Laut *Haas et al. (2013)* bilden bei der Zertifizierung von Endoprothesenzentren in Deutschland Vorbeugungsmaßnahmen den Kern des Managements klinischer Risiken [25]. Hierbei spielt die Endoprothesenplanung eine wichtige Rolle. So kann beispielsweise durch die Vermeidung von Beinlängendifferenzen und eine vorherige Festlegung des Drehzentrums eine adäquate Planung die Komplikationsrate senken, die Eingriffszeit verkürzen und die Verfügbarkeit der benötigten Prothesengrößen sicherstellen.

Die beiden Hauptprobleme bei der üblichen Planung mit Hilfe von Röntgenbildern sind einerseits die Kalibrierung des Röntgenbildes, um die knöchernen Verhältnisse in der tatsächlichen Größe darzustellen und andererseits eine 3-dimensionale Struktur, wie das Hüft- oder Kniegelenk, mit 2-dimensionalen Bildern zu erfassen [13, 62].

In dieser Studie sollen die beiden am häufigsten verwendeten Kalibrierungsmodelle miteinander verglichen werden. Es handelt sich dabei einerseits um die auf Planungsschablonen basierende analoge Planungstechnik und andererseits um die auf einem Referenzkörper (RK) begründete digitale Bildauswertung.

1.1. Abriss der geschichtlichen Entwicklung der Endoprothetik und der Prothesenplanung

Der Beginn der Behandlungsversuche mit Hilfe von endoprothetischen Ansätzen liegt im 19. Jahrhundert. Nach ersten Versuchen mit Gelenkresektionen und Gelenkversteifungen war es vermutlich Themistocles Gluck, der als erster eine Implantation einer Endoprothese vornahm. Er beschrieb im Jahre 1890 als Pionier auf diesem Gebiet die ersten Formen der Endoprothetik an Knie- („Kniegelenksscharnierapparat“), Hüft-, Schulter- und Ellenbogengelenk (siehe Abbildung 1). Dabei führte Gluck seine Eingriffe vorwiegend zweizeitig durch. In einem ersten Eingriff wurde eine Gelenkresektion durchgeführt, wobei das Resektat als Vorlage für die Prothese diente, die dann in einem Folgeeingriff implantiert wurde [22, 64]. So konnte eine individuelle Gelenkanpassung ohne bildgebende Verfahren realisiert werden, was allerdings zwei Eingriffe für einen Patienten bedeutete.

In den 1920er Jahren erfolgte eine Neuerung in Form einer Kappenprothese (mould arthroplasty), die Smith-Petersen entwarf. Diese war aus der sogenannten Interpositionsarthroplastik weiterentwickelt worden, bei der durch körperfremdes oder körpereigenes Material, das im Gelenkspalt platziert wurde, eine Verknöcherung des Gelenkes vermieden wurde. Diese Kappe wurde nach der Entfernung von avitalem Knorpelgewebe über den Hüftkopf gestülpt und sollte durch Entlastung eine natürliche Heilung der angegriffenen Gelenkflächen bewirken. In Einzelfällen konnte diese Form der Behandlung bereits einen körperlich aktiven Lebensstil über bis zu 62 Jahre ermöglichen [2]. Zur individuellen Anpassung lagen die Kappen in verschiedenen Größen bereit, sodass sie während des Eingriffs angepasst werden konnten. [46, 55, 70]

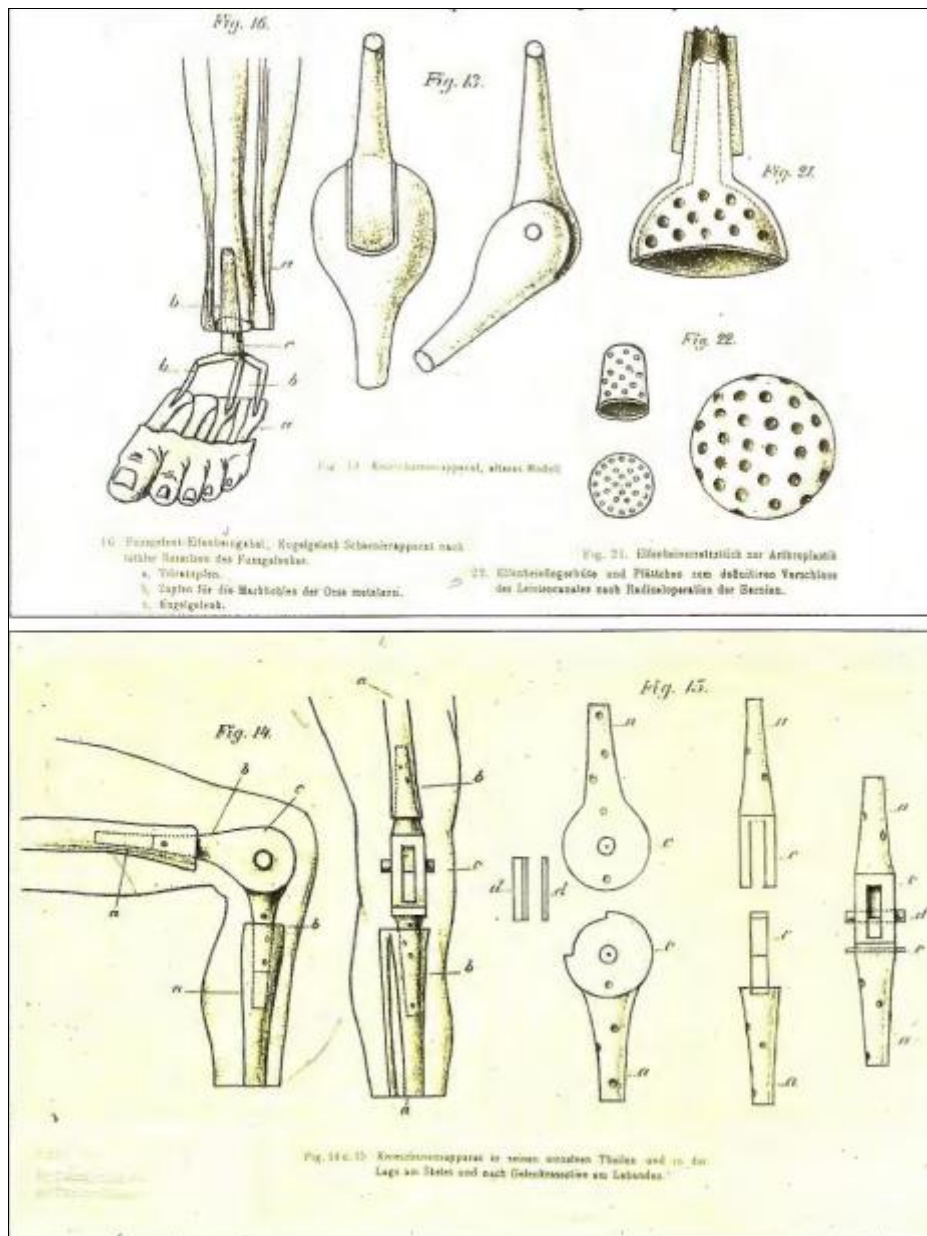


Abbildung 1: Zeichnungen einer der ersten Endoprothesen aus Elfenbein, Wessinghage 1995 [64]

Die erste komplette Totalendoprothese (TEP) eines Hüftgelenkes gelang Philip Wiles im Jahr 1938. Hierbei benutzte er eine Metallpfanne, die mit einem Metallkopf artikuliert. Dieser Schritt in Richtung eines kompletten Gelenkersatzes wurde jedoch erst in der 1950er Jahren wieder aufgegriffen, wobei bereits damals die Grundprinzipien der heutigen Endoprothetik entwickelt wurden. So konstruierte G. K. McKee eine Metallprothese, deren Femurkomponente intramedullär, also innerhalb des Oberschenkelknochens, verankert war, während im Jahre 1953 E. J. Haboush als erster Polymethylmetacrylat (PMMA) zur Verankerung der intramedullär liegenden Femurkomponente verwendete. Dieser Werkstoff PMMA, auch bekannt als Kno-

chenzement, ermöglichte nun eine gute primäre Belastung und bessere Stabilität der jeweiligen Endoprothese. Außerdem wurden so eine verbesserte Kraftübertragung und eine solide Anpassung an die jeweiligen anatomischen Verhältnisse gewährleistet, da der Zement sich beim Erhärten an die vorhandenen individuellen Knochenstrukturen anpasste. Um die Prothesenabnutzung zu verringern, folgten Weiterentwicklungen der Materialien durch Sir John Charnley, der fortwährend den Knochenzement zur Verankerung nutzte. [7, 8, 26, 41, 47, 67]

Wegen aseptischen Lockerungen begann man die Möglichkeiten zementfreier Verankerungen zu erforschen. P. A. Ring beschrieb 1968 ein komplett zementfrei befestigtes System. Dabei wurde eine Pfannenkomponente aus Metall über eine lange Schraubverbindung im Hüftknochen befestigt. Hierbei passte er allerdings die knöcherne Anatomie der gewählten Prothesengröße an und nicht umgekehrt. Letztendlich war es F. Lintner und K. Zweymüller zu verdanken, dass eine aufgeraute Titanoberfläche geschaffen wurde, die ein Einwachsen der Prothese beschleunigte und eine Befestigung mittels Schraubverbindungen oder Zement häufig überflüssig machte. Zweymüller nutzte zur individuellen Anpassung wiederum ein modulares System mit unterschiedlichen Modulen von Hüftpfannen- und Oberschenkelchaftgrößen. [10, 37, 47]

Charnley beschreibt als einer der Ersten eine präoperative Prothesenplanung anhand eines Röntgenbildes (1979). Diese Form entsprach im Prinzip der schablonenbasierten Planung. Um den Vergrößerungsfaktor (VF) zu berechnen, vermaß er auf postoperativen Röntgenbildern die Länge seiner Prothesenschäfte und versuchte durch ein Beibehalten der Fokus-Film bzw. der Objekt-Film Abstände die Strahlendivergenz gleich zu halten (siehe Kapitel 1.2). Er berechnete einen VF von 120%, welcher bereits, im Vergleich zu unserer Studie, einen guten Wert darstellte. Diesen Faktor ließ er in die Berechnung seiner Schablonengrößen einfließen und nutzte diese Schablonen zur präoperativen Planung der Prothesengröße und der Lage der Komponenten. [9]

Die Digitalisierung von Röntgenbildern entwickelte sich, vorerst zur Archivierung, bereits in den späten 1970er und 1980er Jahren. Die Weiterentwicklung geeigneter Systeme scheiterte jedoch aufgrund technischer Einschränkungen, wie z.B. dem Mangel an Speicherplatz und geeigneten Bildschirmen zur Befundung [45]. Die Entwicklung des Bildarchivierungs- bzw. Kommunikationssystems „Picture Archi-

ving and Communication System“ (PACS) war eine der Grundlagen für die digitale Planung von Endoprothesen anhand von Röntgenbildern und vor allem für die klinik- bzw. weltweite Verfügbarkeit von Patientendaten. Nach einem verhaltenen Start in den ersten Jahrzehnten nahm die Verbreitung spätestens ab dem Jahr 2004 mit der EuroPACS Konferenz zu. Auf dieser Konferenz wurde beschlossen, dass und in welcher Form eine stetige Vernetzung unter verschiedenen Kliniken stattfinden sollte. Heute bildet PACS eine Basisfunktion innerhalb der digitalen Vernetzung vieler Krankenhäuser. Parallel entwickelte sich auch die digitale Bearbeitung von Röntgenbildern und verdrängte mehr und mehr die analogen Formen. [14, 36, 62]

1.2. Erstellung eines Röntgenbildes

Im Bereich des Bewegungsapparates eignet sich das konventionelle Röntgenbild zur Erkennung von degenerativen Veränderungen, Nekrosen, Entzündungen, Tumoren und Frakturen. Auch Luxationen sowie Fehlbildungen bzw. Deformitäten können beurteilt werden. Ausgangspunkt ist nach wie vor die Röntgenröhre (Fokus). Sie erzeugt aus elektrischer Energie eine elektromagnetische Strahlung, die das Gewebe durchdringt und je nach Aufbau bzw. relativer Dichte der durchstrahlten Strukturen unterschiedlich stark absorbiert wird. Da Knochen eine hohe relative Dichte besitzt, wird dort besonders viel Strahlung absorbiert. Die Strahlen treffen im Anschluss auf einen Detektor. Dieser besteht je nach Art der Aufnahmetechnik entweder aus einer Verstärkerfolie, die aus seltenen Erden hergestellt wird (analoge oder Film-Folien-Technik) oder, im Falle der digitalen Verarbeitung, aus einer Speicherfolie aus Phosphorkristallen (digitale Lumineszenzradiografie). Im Falle der digitalen Verarbeitung kann die elektromagnetische Strahlung auch direkt in Licht umgewandelt und über einen mit Silizium beschichteten Chip (Festkörper-Detektor-Technik) elektronisch ausgelesen werden. [59]

Eine deutliche Schwäche des Röntgenbildes sind Projektionseffekte, die bedingt durch die Strahlendivergenz zu einer vergrößerten Darstellung der knöchernen Strukturen führen. Entscheidend ist hierbei die Lage des durchstrahlten Objektes im Bezug zum Fokus und zum Detektor. Vergleichbar mit einem Schattenwurf verkleinert sich der Projektionseffekt bei einem geringeren Abstand zwischen Objekt und Detektor bzw. bei einem vergrößerten Abstand zwischen Fokus und Objekt. [4, 59]

Da für die präoperative Planung die tatsächlichen Knochenausmaße essentiell sind, wurden zwei generelle Techniken entwickelt, um zu belastbaren Größenangaben zu kommen. Die eine ist die bereits von Charnley genutzte Prothesenplanung mittels Schablone und definiertem VF und die andere, die auf einem Referenzkörper (RK) basierende, digitale Referenzierung.

1.2.1. Vorgehensweise bei der analogen Prothesenplanung

Die analoge Planung ist lediglich anhand eines analogen Röntgenbildes möglich. Die jeweilige Prothese wird dabei auf einer Schablone abgebildet und um einen bestimm-

ten Faktor vergrößert. Dieser VF schwankt je nach Hersteller und Art der Prothese. Ziel der Vergrößerung ist es den Projektionseffekt auszugleichen. Die Schablone kann nun auf dem analogen Röntgenbild verschoben werden, um so den jeweilige Prothesentyp, die Prothesengröße sowie die entsprechende Positionierung zu ermitteln und einzuzeichnen. [13] Siehe hierzu Abbildung 2:

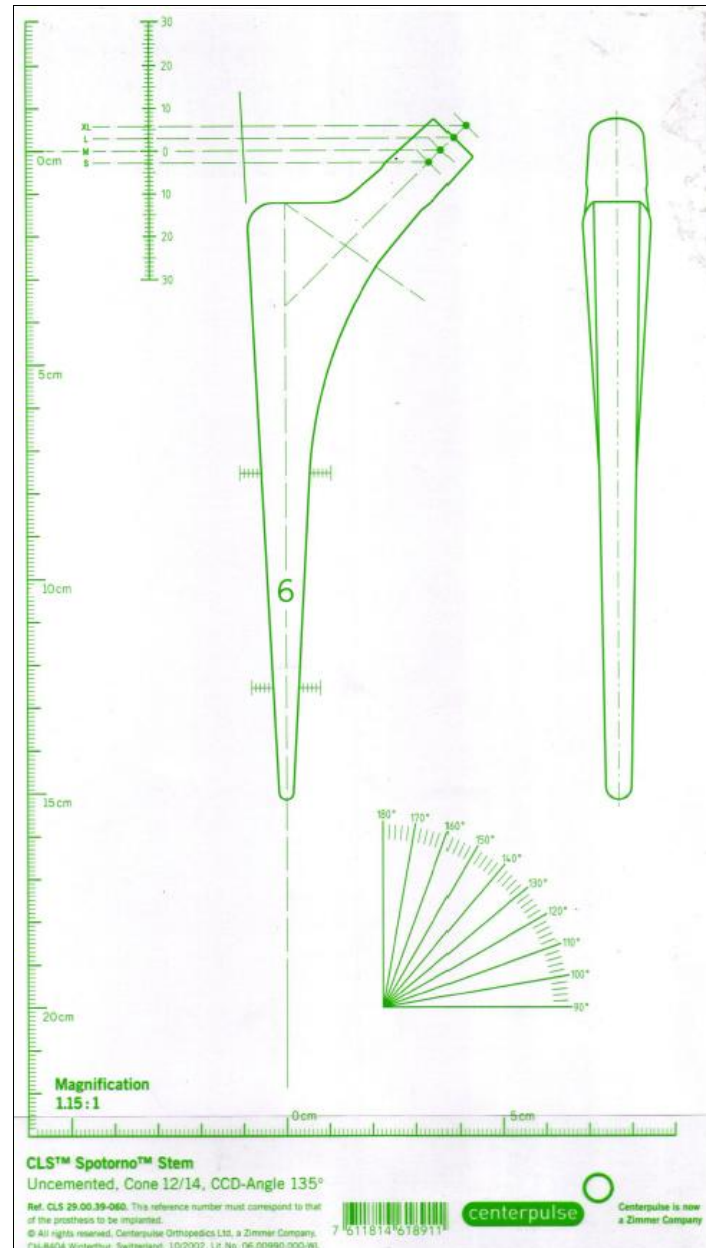


Abbildung 2: Beispiel für eine Planungsschablone zur präoperative Planung der Schaftkomponente einer Hüftprothese mit Angabe eines VF (Magnification) von 1,15:1 (115%), Fa. Zimmer

1.2.2. Vorgehensweise bei der digitalen Prothesenplanung

Mit Hilfe der digitalen Signalverarbeitung kann auf einen Röntgenfilm und die Erstellung eines Röntgenbildes verzichtet werden. Anders als bei der analogen Technik soll hierbei ein RK (meist eine Stahlkugel mit einem definierten Durchmesser) während der Aufnahme des Röntgenbildes auf der Höhe der Gelenkebene platziert werden. Durch diesen bekannten RK, der sich nun auch auf der Röntgenaufnahme befindet, kann jede Aufnahme individuell auf die tatsächliche Größe umgerechnet werden. Hierzu werden verschiedene Planungssoftwares angeboten, die durch eine Vermessung des RK die entsprechende Aufnahme kalibrieren. Zusätzlich verfügt die Software in den meisten Fällen über eine große Anzahl an gängigen Prothesentypen, die nun ausgewählt und angepasst werden können [15, 27]. Anatomische Veränderungen, wie z. B. der Ausgleich einer Beinlängendifferenz, können problemlos einbezogen werden (siehe Abbildung 3).

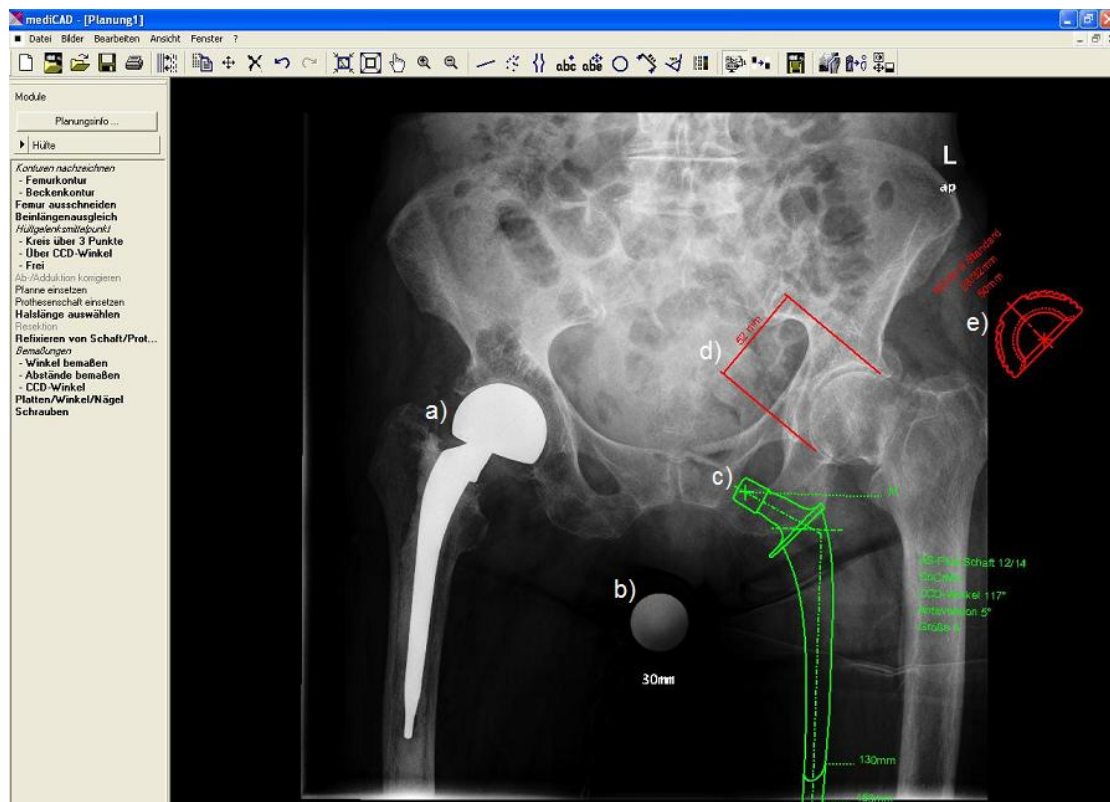


Abbildung 3: Übersicht der digitale Planung einer Hüft-TEP mit Hilfe der Planungssoftware mediCAD, a) liegende Hüft-TEP, b) RK, c) Beispiel für Schaftkomponente, d) Messung Pfannendurchmesser, e) Beispiel für Pfannenkomponente, Fa. HecTec

Dieses System ist anfällig für eine ungenaue Platzierung der Referenzkugel. Gerade bei der Planung am Hüftgelenk wird diese häufig zwischen den Beinen positioniert. Dies entspricht jedoch nicht unbedingt der Ebene des Hüftgelenkes, die über das Tas-

ten des Trochanter major auf beiden Seiten bestimmt werden sollte. Wie *Boese et al. (2015)* beschrieben lässt sich dieser Knochenvorsprung teilweise nur schwer tasten, wodurch es zu Fehlplatzierungen kommen kann [4]. Besonders bei der Übertragung der Höhe der Knochenebene von den seitlich am Oberschenkel liegenden Tastpunkten auf den Punkt zwischen den Beinen können Abweichungen entstehen.

Eine weitere Möglichkeit ist daher die Positionierung der RK seitlich am Oberschenkel in der Höhe des Hüftgelenkes, was theoretisch leichter zu realisieren wäre. Erkenntnisse aus vorausgegangenen Studien zeigen jedoch, dass die laterale Lage der RK im Vergleich zur medialen Lage, größere Abweichung mit sich bringen kann. Es war so in einigen Fällen wiederum eine genauere Kalibrierung des Röntgenbildes bei der Verwendung eines festen VF gegeben [16, 35]. Nach wie vor gibt es bei der Wahl des Referenzsystems Uneinigkeiten.

1.3. Indikationen für eine endoprothetische Operation

Die Indikationen für einen totalendoprothetischen Eingriff werden meist aufgrund von destruktiven Knorpelveränderungen gestellt. Häufigste Indikationen sind:

- Arthrose an Knie- und Hüftgelenk
- rheumatische Gelenkerkrankungen oder traumatisch bedingte Zerstörungen der Gelenke oder gelenknaher Strukturen, die wiederum mit post-traumatischen Verschleißerscheinungen assoziiert sein können
- angeborene oder erworbene Fehlbildungen mit verstärktem Gelenkverschleiß (z.B. die Hüftgelenksdysplasie)
- symptomatische Instabilitäten am Kniegelenk
- gelenknahe Frakturen. [20, 32, 60]

Bei der Arthrose unterscheidet man die primäre, die ohne erkennbaren Grund entsteht, von einer sekundären Form, der eine Grunderkrankung zugrunde liegt. Hierbei spielen Fehl- und Überbelastungen, traumatische Ereignisse, Gelenkinstabilitäten sowie Autoimmun- und Rheumaerkrankungen eine wichtige Rolle und können oftmals direkt behandelt werden. Prinzipiell kann die Arthrose an jedem Gelenk auftreten, am häufigsten sind jedoch die großen Gelenke an Knie, Hüfte, Hand und Wirbelsäule betroffen. Das Risiko, an einer Arthrose zu erkranken, wächst mit steigendem Lebensalter deutlich an, so dass mehr als 50% der chronischen Erkrankungen ab dem 60. Lebensjahr auf eine Arthrose zurückzuführen sind. Da es sich um einen stetig fortschreitenden Prozess handelt, ist dieser ab einem gewissen Grad der Ausprägung nur schwer konservativ zu behandeln. So ist die operative Versorgung immer dann angebracht, wenn ein Versagen von konservativen Maßnahmen gegeben ist. [40, 50, 56]

In Bezug auf die angeborenen Erkrankungen ist vor allem die Hüftdysplasie zu nennen. Bedingt durch das flächendeckende Neugeborenenenscreening ist diese Fehlentwicklung der Hüftpfanne, mit häufig einhergehender Fehlanlage des pfannennahen Femurs, frühzeitig behandel- und heilbar. Findet diese Behandlung jedoch nicht statt, so kann sich bereits in jungen Jahren, bedingt durch eine Fehlstellung, ein schmerz-

hafter Knorpeldefekt ergeben, der eine gelenkersetzende Therapie nötig machen kann. [70]

Abgesehen von den genannten Erkrankungen können auch Frakturen die Indikation zum Gelenkersatz darstellen. Eine häufige Verletzung des alten Menschen ist die mediale Schenkelhalsfraktur, die zu einer großen Anzahl von Hüft-TEP Implantationen führt. Im Jahr 2013 wurden nach den Diagnosedaten der Krankenhäuser über 71.000 Fälle von Schenkelhalsfrakturen registriert. Man unterscheidet verschiedene Klassifikationen und Einteilungen, woran letztendlich die Art der Behandlung festgelegt wird, die auch hier von konservativen bis zu operativen Verfahren reicht. [21, 38, 52]

1.4. Die totalendoprothetische Behandlung

Bei totalendoprothetischen Eingriffen am Knie- und Hüftgelenk wird die Gelenkfläche des jeweiligen Gelenkes komplett durch eine Prothese ersetzt. Es gibt verschiedene Formen des Teilersatzes, auf die in dieser Arbeit aber nicht weiter eingegangen werden soll. Das praktische Vorgehen bei diesen Eingriffen wird in den folgenden Unterkapiteln beschrieben.

1.4.1. Implantation einer Totalendoprothese am Hüftgelenk

Um einen Ersatz der Gelenkflächen am Hüftgelenk zu erreichen, wird zunächst über einen geeigneten Zugang die Gelenkkapsel dargestellt, eröffnet und zum Großteil entfernt. Ist dies geschehen, wird der Hüftgelenkkopf einschließlich des Oberschenkelhalses reseziert. Da nun die Gelenkpfanne einsehbar ist, kann diese mit Hilfe von speziellen Pfannenfräsen für die Pfannenkomponente der Prothese vorbereitet werden. Bei der Form der Verankerung unterscheidet man zwischen der zementierten und der nicht zementierten Technik. Zur Implantation des Prothesenschaftes wird nun der medulläre Knochen des gelenknahen Oberschenkelknochens so präpariert, dass der Prothesenschaft im Markraum des Knochens platziert werden kann. Auch in diesem Fall kann zur Befestigung auf Knochenzement zurückgegriffen werden. Es schließt sich die Befestigung des Prothesenkopfes am Prothesenschaft durch eine Konusverbindung an. Durch die Reponierung des Prothesenkopfes artikuliert dieser mit der Pfanne (bildliche Darstellung siehe Abbildung 4), wodurch ein Ersatz des natürlichen Gelenkes geschaffen wird. [11, 69]

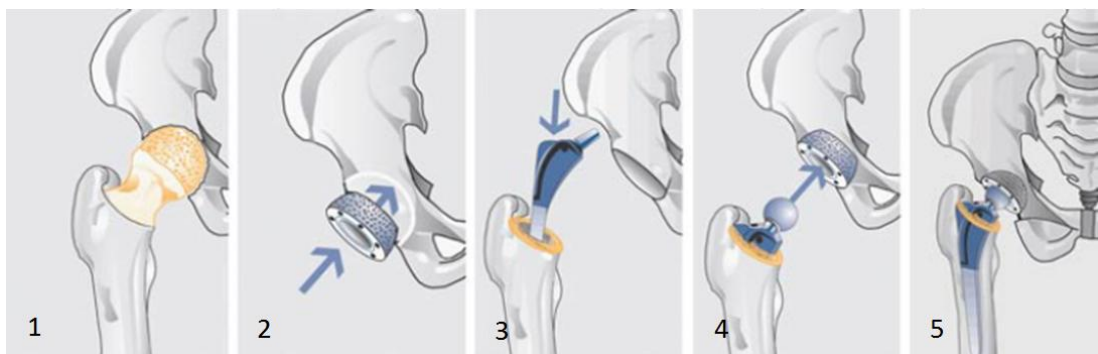


Abbildung 4: Vorgehen bei der Implantation einer Hüft-TEP. (1) Resektion von Hüftgelenkkopf und Oberschenkelhals, (2) Implantation der Pfanne und (3) des Schaftes, (4) Aufsetzen des Gelenkkopfes und (5) Reposition, *Wintermantel et. al 2009* [69]

Im Bezug auf die präoperative Planung der Prothesengröße spielt die Art der Verankerung eine nicht unerhebliche Rolle. Im Falle einer Zementierung der Pfanne sollte ein Zementmantel von 2 - 3 mm eingehalten werden, um eine sichere Verankerung zu gewährleisten. [11, 43]

1.4.2. Implantation einer Totalendoprothese am Kniegelenk

Im Gegensatz zum vollständigen Gelenkersatz bei der Hüft-TEP entspricht die TEP am Kniegelenk eher einem Oberflächenersatz. Nach der Eröffnung des Gelenkes und einer entsprechenden Präparation wird die Knochenresektion lediglich im Bereich der Gelenkflächen durchgeführt. Hierbei wird der Knochen an die jeweiligen Prothesenkomponenten angepasst. Zur Ausrichtung der femoralen Komponente dient der Markraum des Femurs, wobei als Orientierung für die Resektionsschablone ein intramedullärer Führungsstab verwendet wird. Im Falle der Tibiakomponente bedient man sich hingegen entweder einer intra- oder einer extramedullären Ausrichtung. Bei der extramedullären Ausrichtung wird das Resektionsinstrumentarium dabei parallel zur Tibiavorderkante und dem oberen Sprunggelenk befestigt. Der Einsatz der Prothesenkomponenten erfolgt dabei in beiden Fällen vorzugsweise zementiert, da diese Art der Befestigung im Vergleich zur unzementierten als zuverlässiger eingeschätzt wird. [33]. In Abbildung 5 ist das Prinzip abgebildet.

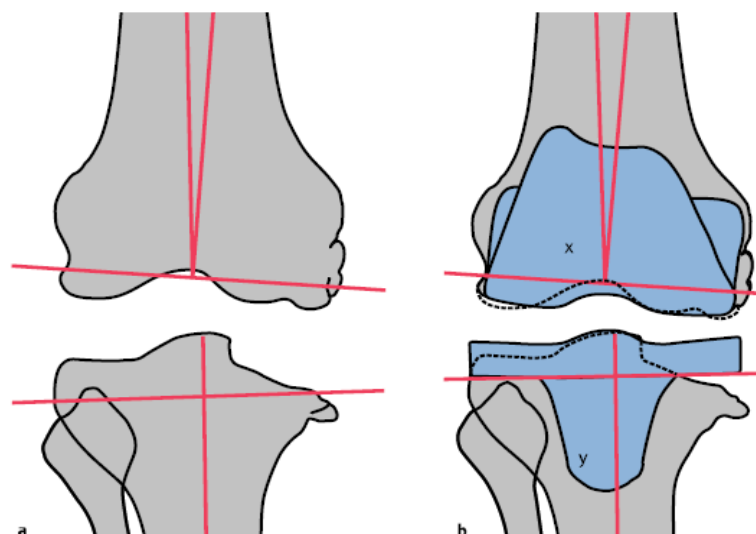


Abbildung 5: Planung und Lage der Prothesenkomponenten am Kniegelenk. a) Ausgangssituation mit eingezeichneten Beinachsen, b) Einpassung der Prothesenkomponenten nach a.-p. Durchmesser, x) Femurkomponente, y) Tibiakomponente, Kirschner et al. 2008 [33]

1.5. Zielsetzung

Die Frage, ob eine Verbesserung der präoperativen Prothesenplanung durch die Einführung digitaler softwarebasierter Systeme vorliegt, soll mithilfe der vorliegenden Studie beantwortet werden. Ein wesentliches Element der Studie stellt die Messung des individuellen Vergrößerungsfaktors an einer Stichprobe betroffener Patienten dar. Die Grundlagen der analogen Planung bildeten die Planungsschablonen, deren integrierter VF überprüft werden soll. Außerdem sollen folgende Fragestellungen durch die Studie beantwortet werden:

1. Ist ein Unterschied zwischen analoger und digitaler Planung hinsichtlich des VF festzustellen?
2. Stehen für den gemessenen individuellen VF überhaupt Planungsfolien zur Verfügung?
3. Stimmen die digitalen Messungen und die tatsächlich implantierten Prothesengrößen überein?
4. Gibt es hinsichtlich der zugrunde liegenden Diagnosen Unterschiede im Hinblick auf die Planungsgenauigkeit?
5. Lassen sich praktische Möglichkeiten anhand der gewonnenen Ergebnisse ableiten, um Planungsfehler zu verringern oder gar zu vermeiden?

Diese Fragen sollen sowohl für die Patientengruppe mit einer Intervention am Hüftgelenk, als auch am Kniegelenk beantwortet werden.

2. Material und Methoden

2.1. Der Vergrößerungsfaktor in Abhängigkeit vom Detektorabstand der Referenzkugel

Da für diese Studie der jeweilige digitale VF von essenzieller Bedeutung ist, sollte zunächst der Einfluss einer fehlerhaften Positionierung der Referenzkugel bestimmt werden. Hierzu führten wir jeweils eine Röntgenversuchsreihe durch, sowohl für die Beckenübersichtsaufnahmen als auch für die Ganzbeinstandaufnahme jeweils im anterior-posterioren (a.p.) Strahlengang. Wir nutzten das Röntgengerät DigitalDiagnost der Firma Philips sowie den Buckytisch: DigitalDiagnost TH2 für das Wandstativ des Bucky Diagnost VS. Eine Strahlenexposition von Probanden, Personal der radiologischen Abteilung oder Versuchstieren erfolgte hierbei nicht, da lediglich Röntgenaufnahmen eines RK in unterschiedlichen Abständen zum Detektor erstellt wurden.

2.1.1. Beckenübersichtsaufnahme (a.p.) mit unterschiedlichen Abständen der Referenzkugel

In unserem Versuchsaufbau wurde mit Hilfe von Stativen die Referenzkugel in verschiedenen Abständen zum Detektor geröntgt. Es wurden Abstände von 31,6 mm, 58 mm und 83,5 mm zwischen der Tischoberfläche und dem Mittelpunkt der Referenzkugel genutzt (siehe Abbildung 6).

Dabei wählten wir alle Einstellungen, des Rasters und der Abstände so, wie diese auch bei einer üblichen Beckenübersichtsaufnahme in a.p. vorgenommen werden. Der Abstand zwischen Fokus und Detektor lag bei 1100 mm, die Distanz zwischen Tischebene und Detektor hingegen, bedingt durch den Geräteaufbau, bei 70 mm. Es wurde dabei das Raster r8 N36 fo 110 verwendet. Die Einstellungen des Röntgengerätes waren die Folgenden: 85 kV, 2 mAs und 5,29 ms. Während im ersten Durchgang ausschließlich Aufnahmen der Referenzkugel erfolgten, wurden im zweiten Durchgang vier Sandsäcke ringförmig um die Referenzkugel positioniert. Diese sollten, wie menschliches Gewebe, eine Streustrahlung erzeugen. Die dabei entstandenen Röntgenbilder wurden auf dem klinikeigenen Server unter dem Pseudonym

„Test, Kugel“ gespeichert und konnten so von jedem PC-Arbeitsplatz mit Hilfe des Krankenhausinformationssystems ORBIS gesucht und aufgerufen werden.



Abbildung 6: Versuchsanordnung der Referenzkugeln

Die Bearbeitung der Röntgenbilder begann mit dem Bildaufruf im Programm IMPAX EE (Version: R20 X3U2, Hersteller: AGFA HealthCare). Anhand des verwendeten Pseudonyms wurden die Beckenübersichtsaufnahmen der RK ausgewählt und in das mediCAD-Modul zur weiteren Bearbeitung exportiert. Sämtliche Messungen wurden mit der Planungssoftware mediCAD (Version: PV 120 2.20.9, Fa. HecTec) durchgeführt. Bei allen Aufnahmen erfolgte eine Skalierung mittels 3 Punkten. Dazu wurde zunächst der Bildausschnitt so vergrößert, dass die projizierte Kugel bildfüllend dargestellt wurde. Entlang des Umfangs der Referenzkugel definierten wir 3 Punkte, durch die die Software einen Kreis anlegte. Stimmte dieser mit der Projektion der Kugel überein, erfolgte die Größeneingabe des RK und das Programm führte eine Referenzierung des gesamten Röntgenbildes durch. In allen Fällen wurde eine Kugel mit einem Durchmesser von 30 mm genutzt. Die Software berechnete aus der angegebenen Größe und der Darstellung der Referenzkugel im Bild den individuellen VF jeder einzelnen Röntgenaufnahme. Jede Skalierung wurde fünfmal durchgeführt und jeweils der VF zur Datenauswertung erfasst.

2.1.2. Ganzbeinstandaufnahme (a.p.) mit unterschiedlichen Abständen der Referenzkugel

Ergänzend zum Vorversuch wurde bei der Röntgenanordnung für die Ganzbeinaufnahmen (a.p.) mit 132,7 mm noch ein weiterer Abstand genutzt, da Patienten mit einer Beugekontraktur einen größeren Abstand zwischen Kniegelenk und Tischebene aufweisen können.

Alle eingestellten Entfernungen sowie die Einstellungen am Röntgengerät und die Rasternutzung entsprachen dem üblichen Vorgehen zur Erstellung einer Ganzbeinstandaufnahme. Der Abstand zwischen Fokus und Detektor lag bei 270 cm, wobei die Distanz zwischen Wandstativebene und Detektor von 70 mm auch hier produktbedingt vorgegeben war. Auch in diesem Fall wurde standardmäßig ein Raster (r12 N44 fo 180) verwendet. Das Röntgengerät wurde folgendermaßen eingestellt: 85 kV, 63/20/12,5 mAs, 82,3/56,6/35,4 ms. Auch in diesem Versuch wurden jeweils Durchgänge mit und ohne Sandsäcke durchgeführt. Die so entstandenen Bilder wurden unter dem fiktiven Patientennamen „ZZAVKRADKP ÄSR 3093“ auf dem Klinikserver gespeichert. Der Zugriff und die Bearbeitung erfolgten wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben. Der jeweilige gemessenen VF bei 4 verschiedenen Abständen sowie mit und ohne Sandsäcke wurde dabei erfasst. Auch in diesem Fall wurde die Skalierung fünfmal durchgeführt, um den jeweiligen Mittelwert (MW) zu bestimmen.

2.2. Auswahl des Patientenkollektivs

In der Klinik für Spezielle Orthopädische Chirurgie und Unfallchirurgie des Auguste-Viktoria-Klinikums Berlin stellt die endoprothetische Versorgung des Hüft- bzw. Kniegelenkes einen routinemäßigen Eingriff dar. Über das Krankenhausinformationssystem ORBIS Nice (Version: 080414, Hersteller: AGFA HealthCare) wurden die Krankenblattdaten von 300 konsekutiven Patienten ausgewählt, die bei arthrotischen oder traumatischen Veränderungen am Knie- ($n = 150$) sowie am Hüftgelenk ($n = 150$) mittels TEP versorgt wurden. Die Auswahl erfolgte mit Hilfe der so genannten Report-Funktion, mit der sämtliche Patientendaten anhand der OPS-Codes gefiltert und schließlich nach Behandlungsdatum sortiert werden können. Alle untersuchten Hüft-TEP-Patienten wurden zwischen dem 04.01.2011 und dem 25.07.2011 operiert. Die Eingriffe zur totalendoprothetischen Behandlung des Kniegelenkes erfolgten zwischen dem 08.10.2010 und dem 31.08.2011. Über die weiteren Suchfunktionen konnten die elektronischen Patientenakten einschließlich der digitalen, präoperativen Röntgenbilder eingesehen werden. Alle Datensätze, die ein präoperatives Röntgenbild mit einer gut zu erkennenden Referenzkugel beinhalteten, wurden für die Studie genutzt. Das Fehlen einer adäquat abgebildeten Referenzkugel auf der präoperativen Röntgenaufnahme oder das Fehlen digitaler Röntgenaufnahmen stellten die einzigen Ausschlusskriterien dar.

2.3. Erhobene Daten

Um die erhobenen Messwerte und das Patientenkollektiv differenzierter betrachten, aber auch mögliche Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit bestimmen zu können, wurden den digitalen Patientenakten verschiedene Parameter entnommen. Angefangen beim Geburts- und OP-Datum, womit sich das Alter zum Zeitpunkt der Operation berechnen ließ, über das Geschlecht, die operierte Seite, die implantierte Prothesenkomponente (mit der Frage nach der Art der Verankerung) bis hin zur präoperativ gestellten Diagnose. Außerdem wurde der für den jeweiligen Eingriff verantwortliche Chirurg bestimmt. So kann eine Vergleichbarkeit zu anderen Studienpopulationen geschaffen und einem Bias durch Bevorzugung z.B. einer bestimmten Altersklasse oder eines Geschlechtes entgegengewirkt werden.

2.4. Bearbeitung der Röntgenbilder

Alle Patienten durchliefen eine präoperative Vorbereitung, in der u.a. native Röntgenbilder angefertigt wurden. Standardmäßig erfolgte vor einer Hüft-TEP eine Beckenübersichtsaufnahme in a.p. sowie eine axiale Aufnahme des betroffenen Hüftgelenkes. Hierbei nutzten wir in Kapitel 2.1.1 beschriebene Einstellungen. War eine Knie-TEP geplant, erfolgte neben Aufnahmen des Kniegelenkes in 2 Ebenen auch eine Ganzbeinstandaufnahme in a.p. des zu operierenden Beines. Zu den Einstellungen des Röntgengerätes und den einzelnen Abständen siehe Kapitel 2.1.2.

Jede Aufnahme wurde unter Zuhilfenahme einer Referenzkugel mit einem Durchmesser von 30 mm durchgeführt. Die Positionierung erfolgte in Höhe des Hüft- bzw. Kniegelenks, also hatten idealerweise RK und das jeweilige Gelenkzentrum den gleichen Abstand zur Strahlenquelle. Dabei wurden bei der Beckenübersichtsaufnahme beide Beine zum Ausgleich der Antetorsion des Schenkelhalses leicht innenrotiert und abduziert, der Trochanter major getastet und der RK auf dessen Höhe zwischen den Beinen platziert. Am Kniegelenk hingegen lässt sich die Gelenkebene leichter tasten und die Kugel wurde mit Hilfe eines Fixierpflasters seitlich am Kniegelenk auf der Höhe des Gelenkspaltes befestigt.

Die Bearbeitung der Röntgenbilder ist in Kapitel 2.1.1 beschrieben. Zusätzlich zur Bestimmung des VF von jeder Aufnahme wurden mit Hilfe der Funktion „Abstandsmessung“ die in Kapitel 2.4.1 und 2.4.2 beschriebenen Messungen durchgeführt.

2.4.1. Messungen am Hüftgelenk

Die Messungen am Hüftgelenk beinhalten, abgesehen von der Bestimmung des individuellen Vergrößerungsfaktors, die Ermittlung des Durchmessers des Acetabulums in der Beckenübersichtsaufnahme (a.p.-Strahlengang).

In den meisten Fällen konnten wir die kraniale und kaudale Begrenzung der Hüftpfanne, aufgrund der mit einer fortschreitenden arthrotischen Veränderung einhergehenden subchondralen Sklerosierung, gut vom restlichen Knochen abgrenzen. Dadurch ließ sich der Durchmesser der Pfanneneingangsebene, die dem Durchmesser der implantierten Pfannenkomponente entsprechen sollte, leicht messen. Hierzu be-

stimmten wir den Abstand zwischen dem medio-kaudalen Pfannengrund und dem lateral und kranial liegenden Pfannenanteil, dem sogenannten Pfannenerker. Die sich dadurch ergebende Linie entsprach der Eingangsebene der Hüftpfanne (siehe Abbildung 7). Dieser Messwert wurde verwendet, um mit den operativ implantierten Pfannenkomponenten verglichen zu werden. Osteophytäre Anlagerungen wurden dabei ignoriert bzw. nicht als Teil der Gelenkpfanne gewertet.

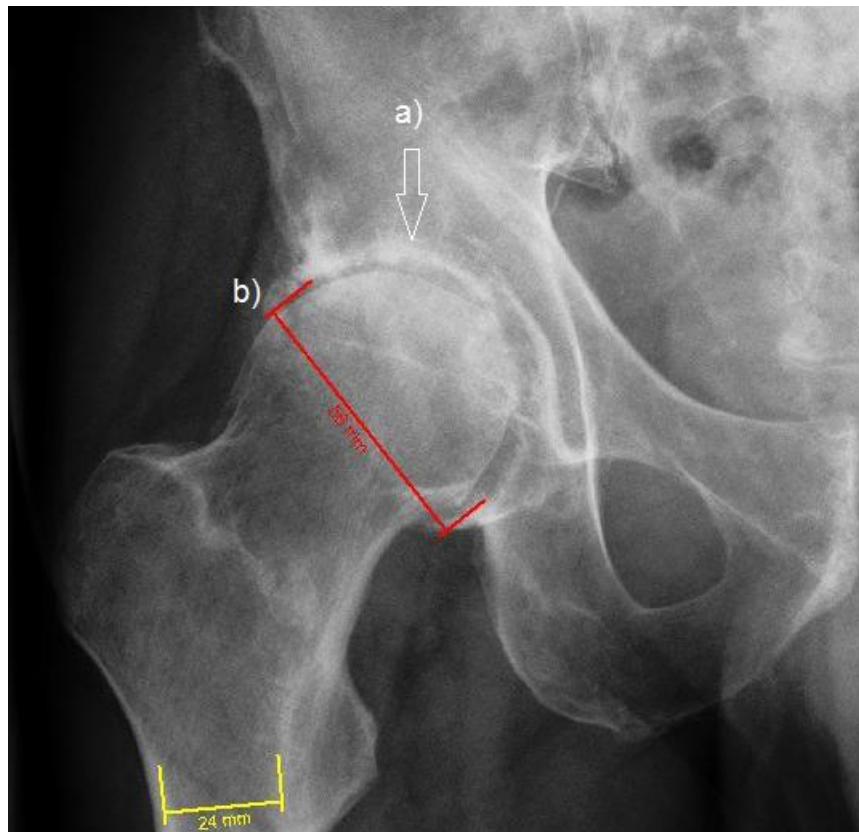


Abbildung 7: Messung des Pfannendurchmessers am Hüftgelenk, a) subchondrale Sklerosierung, b) Messung Pfannendurchmesser

Abgesehen von der Gegenüberstellung der analogen und der digitalen Planungstechnik, die wir mit Hilfe der erarbeiteten Formel aus Kapitel 2.5 realisierten, verglichen wir auch den gemessenen Durchmesser der Pfannenausgangsebene mit der implantierten Pfannenkomponente. Damit überprüften wir das Maß der Übereinstimmung von gemessenem Pfannendurchmesser und tatsächlich implantierter Prothesenkomponente.

2.4.2. Messungen am Kniegelenk

Anhand der Ganzbeinstandaufnahmen (a.p.) führten wir eine Messung des medio-lateralen (m.l.) Durchmessers der tibialen Gelenkfläche durch. Diese Messungen sind

annähernd einer Prothesenplanung gleichzusetzen, da die Größe der tibialen Prothesenkomponente vor allem mit Hilfe dieses Durchmessers ermittelt wird. Da es sich allerdings um einen dreidimensionalen Körper handelt, kann die tatsächliche Größe unter Umständen nicht exakt über eine zweidimensionale Abbildung bestimmt werden [15, 31]. Dennoch nutzten wir diese Messwerte für eine Gegenüberstellung mit einer möglichen analogen Planung und zum Vergleich mit der tatsächlich implantierten Prothesengröße. Auch in diesem Fall wurden Osteophyten bei der Messung nicht beachtet. Die Messlinien wurden tangential zur tibialen Gelenkfläche angelegt (siehe Abbildung 8). Auch aus den hierbei erhobenen individuellen Werten errechneten wir mit Hilfe der in Kapitel 2.5 beschriebenen Formel die m.l. Durchmesser, die mittels analoger Planungstechnik bestimmt worden wären.

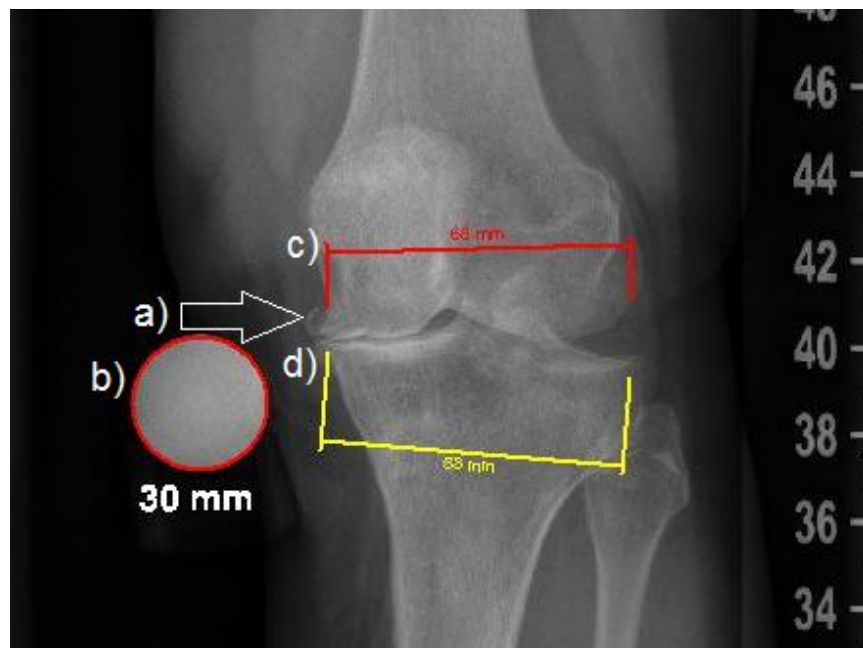


Abbildung 8: Messung des Durchmessers der tibialen Gelenkfläche, a) osteophytäre Anlagerungen, b) RK, c) Durchmesser Epicondylenlinie (nicht Teil dieser Studie), d) Durchmesser der tibialen Gelenkfläche

2.5. Umrechnung von digitaler Messung zu analoger Planung

Um die von uns mit einem digitalen Referenzsystem ermittelten Messwerte in eine analoge Messung mit den jeweiligen fixen Faktoren einer Planungsfolie umzurechnen, gingen wir einen Schritt zurück zur Röntgenfolie. Würde man auf dieser Folie eine Messung ohne Einbeziehung eines Ausgleichsfaktors durchführen, wäre dieser Messwert, bedingt durch die Strahlendivergenz, größer als das tatsächliche Objekt. Diesen Wert nennen wir Rohmessung (RM) und er wird wie folgt berechnet:

$$RM = M \times VF$$

Unter M verstehen wir dabei die tatsächliche Messung, in die der durch Referenzierung ermittelte VF bereits einbezogen wurde. Diese tatsächliche Messung entspricht folglich der Referenzierung des Röntgenbildes. Multipliziert man mit dem jeweiligen VF, erhält man den Größenwert der Rohmessung. Da die Rohmessungen unabhängig von dem Referenzsystem sind, kann man sie wie folgt gleichsetzen:

$$M_{digital} \times VF_{digital} = M_{analog} \times VF_{analog}$$

M_{analog} = berechneter analoger Durchmesser

$M_{digital}$ = gemessener Pfannendurchmesser

$VF_{digital}$ = individueller VF

VF_{analog} = analoger VF

Nach der gesuchten Größe, also der analogen Messung aufgelöst, ergibt sich folgende Formel:

$$M_{analog} = \frac{M_{digital} \times VF_{digital}}{VF_{analog}}$$

Mit Hilfe dieser Formel lässt sich nun leicht berechnen, welche Ausmaße mit Hilfe der analogen Technik gemessen worden wären. So können auch unterschiedliche analoge Faktoren hinsichtlich der Abweichung miteinander und mit den Messungen dieser Studie verglichen werden.

2.6. Übertragung der Messungen auf Prothesengrößen

Im Falle des Pfannendurchmessers, welcher gleichzeitig dem Durchmesser der zementfreien Prothese bzw. der Prothesengröße einer zementierten Prothese zuzüglich 2 - 3 mm Zementmantel entsprechen sollte, wurde ein Messwert ermittelt, der sich direkt in eine Prothesengröße übertragen ließ. Die Pfannenkomponenten werden von den Herstellern in gestaffelten Größen produziert, die sich im Durchmesser um jeweils 2 mm unterscheiden.

Bei der Messung des m.l. Durchmessers der tibialen Kniegelenkfläche wurden hingegen metrische Werte gemessen, die nicht von den Herstellern als Größenangabe verwendet werden. Um eine Übertragung der gemessenen m.l. Durchmesser der Tibiakomponente auf tatsächliche Prothesenkomponenten zu ermöglichen, erstellten wir eine Matrix für verschiedene, gängige Prothesentypen (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Fünf gängige Tibiakomponenten [61] mit m.l. Durchmessern (*ermittelt durch persönliche Kommunikation mit den Herstellern*)

Prothesentyp (Hersteller)	Nex Gen CR All Poly (Zimmer)	PFS Sigma Keel Tibia Plateau (De Puy J&J)	Vanguard Primery Bearing (Biomet)	Triathlon CR Insert (Stryker)	Genesis II CR bzw. PS (Smith & Nephew)
m.l.-Durchmesser Tibiaplateau	Größe des Herstellers/mm	Größe des Herstellers/mm	Größe in mm	Größe des Herstellers/mm	Größe des Herstellers/mm
	3 / 66	1,5 / 61	59	1 / 61	1 / 60
	4 / 66	2 / 64	67	2 / 64	2 / 64
	5 / 74	2,5 / 67	75	3 / 67	3 / 68
	6 / 74	3 / 71	83	4 / 70	4 / 71
	7 / 82	4 / 76	91	5 / 74	5 / 74
	8 / 82	5 / 83		6 / 77	6 / 77
		6 / 89		7 / 80	7 / 81
				8 / 85	8 / 85

Das Maß der Übereinstimmung von Planung und tatsächlicher Größe wurde prozentual errechnet.

2.7. Statistische Verfahren

Zur statistischen Auswertung der Daten wurden die Programme Microsoft Excel® 2003 und IBM SPSS Statistics® 22 bzw. GraphPad InStat® (Version: 3.10) verwendet. Die Berechnung von MW, Median und Standardabweichung (SD) erfolgte sowohl mit Excel als auch mit SPSS. Alle weiteren statistischen Berechnungen wurden mit Hilfe von SPSS und GraphPad InStat und in Zusammenarbeit mit Diplom-Kaufmann (Dipl.-Kfm.) Gerd Hinzmann durchgeführt.

Für Vergleiche zwischen einer Gruppe von Messwerten und einem vorgegebenen Sollwert nutzten wir den Einstichproben-t-Test. Für die Gegenüberstellung von zwei Gruppen wurde der Zweistichproben-t-Test verwendet, wobei über den Kolmogorow-Smirnow-Test die Annahme der Normalverteilung überprüft wurde.

Für eine Aussage über signifikante Unterschiede zwischen mehr als zwei Gruppen nutzen wir zunächst die Varianzanalyse (ANOVA). Der dabei ermittelte F-Wert steht für das Verhältnis durchschnittlich erklärter und durchschnittlich nicht erklärter Streuung. Ein F-Wert von 14,29 bedeutet dabei, dass die erklärbare Streuung 14,29mal so groß war wie die nicht erklärbare. Für die sich anschließenden Gruppenvergleiche berücksichtigen wir die Bonferroni-Korrektur, um eine Alpha-Fehler-Kumulierung zu vermeiden.

Um einen Wirkungszusammenhang zwischen erklärender (Regressor) und erklärter Variable (Regressand) zu identifizieren, verwendeten wir die Regressionsanalyse. Das Ziel hierbei bestand darin, an einem gegebenen Datensatz, der als Punktwolke im Koordinatensystem dargestellt wurde, bestmöglich eine Regressionsgerade anzupassen. Hierfür verwendeten wir die sog. Kleinst-Quadrate-Schätzer (KQ-Schätzer). Diese basieren auf einer minimalen Residuen-Quadratsumme.

Ab einem Signifikanzwert (p-Wert/p) von $\leq 5\%$ wurde von einem statistisch signifikanten, bei einem p-Wert von $\leq 1\%$ von einem statistisch sehr signifikanten und ab einem Wert $\leq 0,1\%$ von einem hoch signifikanten Ergebnis ausgegangen [6].

3. Ergebnisse

3.1. Messung des Vergrößerungsfaktors bei definierten Detektorabständen der Referenzkugel

3.1.1. Messung des Vergrößerungsfaktors in Beckenübersichtsaufnahmen (a. p.)

Durch die Bestimmung des VF bei verschiedenen definierten Abständen zwischen Kugelebene und Tischebene erhielten wir die in Tabelle 2 dargestellten Werte.

Tabelle 2: Aufbau, Entfernung des RK und VF bei Beckenübersichtsaufnahmen

Aufbau	Entfernung Tischebene zu Kugelmittelpunkt	VF in %	Änderung des VF in % pro cm
Ohne Sand	31,6	110,2	-
Mit Sand	31,6	109,3	-
Ohne Sand	58	112,9	1,02
Mit Sand	58	112,5	1,19
Ohne Sand	83,5	116,2	1,26
Mit Sand	83,5	115,9	1,33

Der MW aus allen Änderungsmessungen ohne Sandsäcke lag bei 1,14% (SD = 0,16%) pro cm, mit Sandsäcken bei 1,26% (SD = 0,1%) pro cm. Zwischen beiden Versuchsreihen zeigte sich keine statistische Abweichung, wobei die Anzahl der Messwerte als gering einzuschätzen ist. Zur weiteren Verwendung nutzten wir daher lediglich die Messwerte ohne Sandsäcke.

3.1.2. Bestimmung der Größe des individuellen Vergrößerungsfaktors anhand der Ganzbeinstandaufnahme (a. p.)

Die Messungen während unseres Versuchsaufbaus im Falle der Ganzbeinstandaufnahmen ergaben die Werte aus Tabelle 3. Da in diesem Fall vier unterschiedliche Abstände verwendet wurden, ergaben sich drei verschiedene Änderungen des VF jeweils mit und ohne Sand. Bei Verschiebung der Kugelebene um 1 cm ergab sich bei den Messungen ohne Sand eine Änderung von 0,46% (SD = 0,08%) pro cm, mit Sandbeuteln lag die mittlere Abweichung bei 0,44% (SD = 0,06%) pro cm. Zwischen

beiden Versuchsreihen ergab sich auch in diesem Fall keine signifikante Abweichung, weshalb wir im Verlauf lediglich die Ergebnisse der Messungen ohne die Verwendung von Sandsäcken nutzten.

Tabelle 3: Aufbau, Entfernung des RK und VF bei Ganzbeinstandaufnahmen

Aufbau	Abstand Tischebene zu Kugelmittelpunkt	VF in %	Änderung des VF in % pro cm
Ohne Sand	31,35	103,3	-
Mit Sand	31,35	103,5	-
Ohne Sand	56,4	104,5	0,46
Mit Sand	56,4	104,6	0,44
Ohne Sand	83,3	105,8	0,49
Mit Sand	83,3	105,8	0,45
Ohne Sand	132,7	107,8	0,41
Mit Sand	132,7	107,9	0,43

3.2. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Hüftgelenk

Zum Operationszeitpunkt waren die Patienten dieser Gruppe im Mittel 71 Jahre alt (SD = 11 Jahre). Der jüngste Patient wurde mit 36 Jahren, der älteste mit 96 Jahren operiert. Es wurde ein Median von 72 Jahren bestimmt. Das Geschlechterverhältnis lag bei 46 männlichen zu 104 weiblichen Patienten. Die männlichen Patienten waren im Schnitt 66 Jahre alt (SD = 10 Jahre, Median = 65 Jahre), während die Patientinnen mit 73 Jahren (SD = 11 Jahre, Median = 74 Jahre) hoch signifikant älter waren (siehe Abbildung 9).

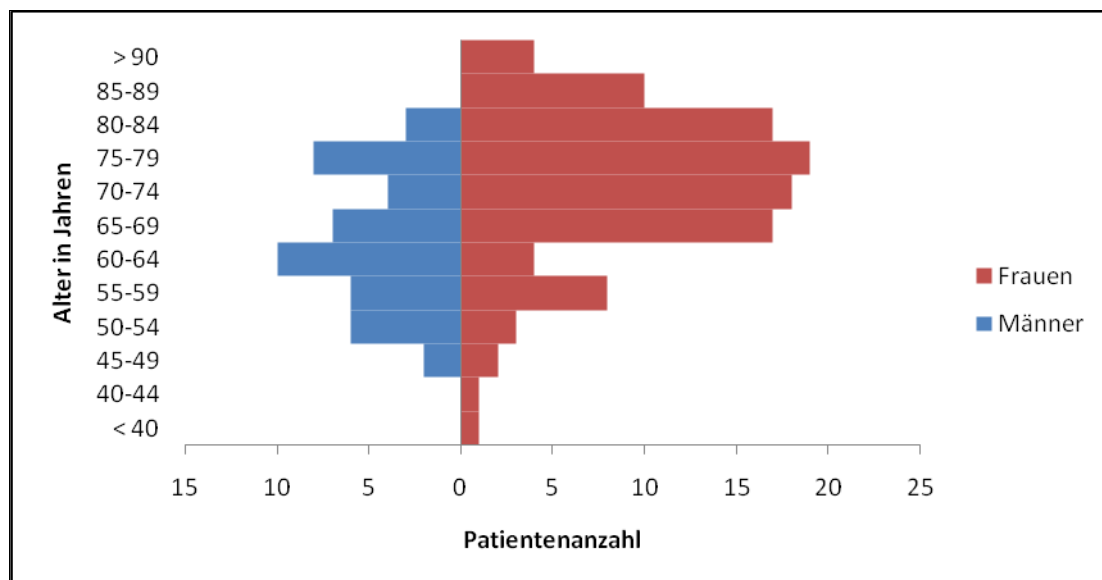


Abbildung 9: Alterspyramide der Patienten mit Hüft-TEP

Der Vergleich zwischen den Geschlechtern zeigte einen höheren Anteil an primären und sekundären Koxarthrose unter den männlichen Patienten, wobei Patientinnen vergleichsweise häufiger von einer Hüftgelenksdysplasie oder einer gelenknahen Frakturen betroffen waren (siehe Tabelle 4).

Je nach präoperativ gestellter Diagnose variierte das Alter erheblich (Abbildung 10). So lag der Altersmittelwert im Falle einer primären Koxarthrose bei 70 Jahren (SD = 10,4 Jahre), bei Patienten mit einer sekundären Koxarthrose bei 67,2 Jahren (SD = 11,9 Jahre), im Falle einer Hüftgelenksdysplasie bei 60,9 Jahren (SD = 8,9 Jahre) und bei hüftgelenksnahen Frakturen bei 82,1 Jahren (SD = 7,8 Jahre).

Tabelle 4: Gesamtanzahl und prozentualer Anteil der Erkrankungen, die zum Hüftgelenkersatz führten sowie Anzahl bzw. Anteil der Erkrankungen bei männlichen (♂) und weiblichen (♀) Patienten

Diagnose		n (gesamt) / %	n (♂) / %	n (♀) / %
Koxarthrose	Primär	94 / 62,7%	33 / 71,7%	61 / 58,7%
	Sekundär	21 / 14%	7 / 15,2%	14 / 13,5%
Hüftgelenksdysplasie		11 / 7,3%	2 / 4,3%	9 / 8,6%
hüftgelenksnahe Fraktur		24 / 16%	4 / 8,7%	20 / 19,2%

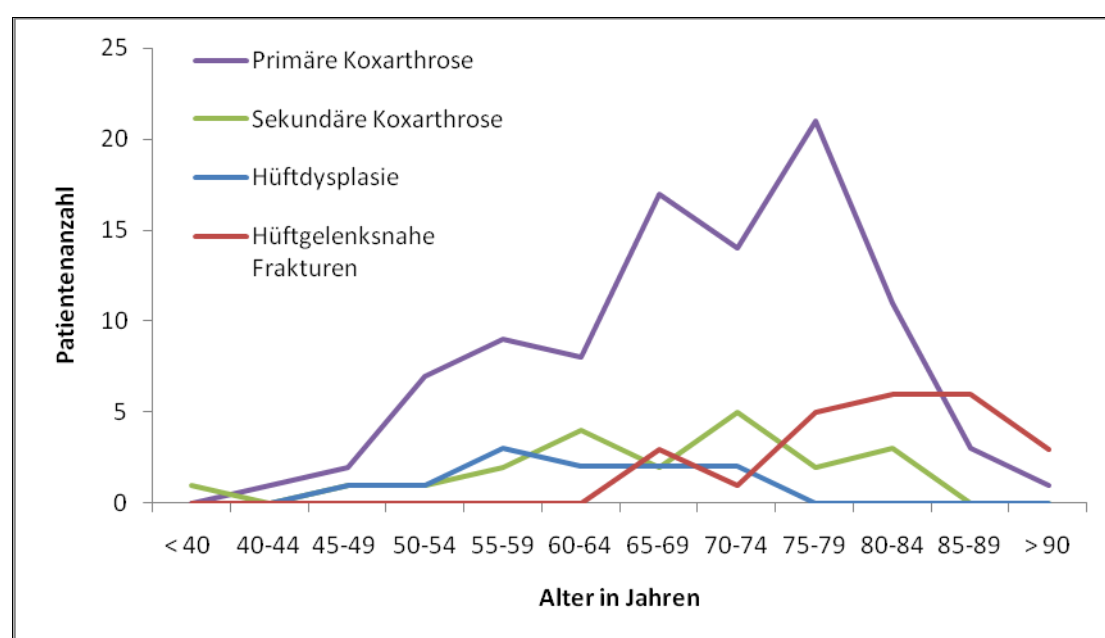


Abbildung 10: Anzahl der Patienten nach Alter mit unterschiedlichen Diagnosen

Während Patienten mit hüftgelenknaher Fraktur 12 – 15 Jahre älter waren als Patienten mit Koxarthrose, waren Patienten mit einer Hüftgelenksdysplasie fast 10 Jahre jünger. Statistisch waren die Patienten mit hüftgelenknaher Fraktur hochsignifikant älter als alle anderen Patientengruppen (p jeweils $< 0,001$). Zusätzlich waren Patienten mit einer Hüftgelenksdysplasie signifikant jünger als Patienten mit primärer Koxarthrose ($p < 0,05$). Der F-Wert der Varianzanalyse betrug hierbei 14,29.

Insgesamt wurden 70 Hüftgelenke der rechten Seite und 80 linksseitige Hüftgelenke operativ behandelt. Dabei wurden, abgesehen von 4 Fällen, ausschließlich Pfannenkomponenten der Firma Smith & Nephew implantiert. In etwa $\frac{3}{4}$ der Fälle (74,6%) kamen zementfreie EP-Fit Titanschalen ($n = 112$), in 12,7% ($n = 19$) zementierte Flachprofil-Pfannen und in 8,0% ($n = 13$) zementierte Hüft-Schnapp-Pfannen zum

Einsatz. Des Weiteren wurden 3 Versorgungen mit einer Duokopfprothese durchgeführt (2,7%). Bei 3 weiteren Pfannenkomponenten handelte es sich um Sonderimplantate. In 37 Fällen wurde eine Verankerung der Pfannenkomponente mittels Zement realisiert, in den restlichen 112 Fällen hingegen zementfrei gearbeitet.

3.3. Ergebnisse der Messungen am Hüftgelenk

3.3.1. Erhebung des digitalen Vergrößerungsfaktors von Beckenübersichtsaufnahmen (a.p.)

Die Bestimmung des individuellen VF ergab einen MW von 118,0% (SD = 4,9%). Der maximale Messwert lag hierbei bei 135,2%, der minimale bei 109,7%. Weibliche Patientinnen aus dieser Gruppe zeigten dabei im Mittel einen größeren Wert von 118,4% (SD = 4,9%) als männliche Patienten mit 117,0% (SD = 4,6%). Das würde bedeuten, dass der Abstand zwischen Detektor und Kugel bzw. Hüftgelenksmittelpunkt bei Frauen größer war als bei Männern. Diese Differenz war statistisch jedoch nicht signifikant ($p = 0,1038$). Es bestand kein statistisch messbarer Unterschied in Bezug auf den VF bei unterschiedlichen Diagnosen.

Der Wert 118,0% steht, legt man unsere Ergebnisse ohne die Verwendung von Sandsäcken aus Kapitel 3.1.1 zugrunde, für eine Entfernung von 99,3 mm zwischen RK und Röntgentisch. Der maximale und minimale Wert bedeuten eine Entfernung von 250,2 mm und 26,5 mm zwischen RK und Röntgentisch. Eine Übersicht über die Entfernung zwischen RK und Röntgentisch in Bezug auf den bestimmten VF ist in Tabelle 5 zu sehen.

Tabelle 5: Abstand zwischen RK und Tischebene bei ausgewählten VF

VF in %	Abstand RK - Tischebene in mm
110	29,1
114	64,2
118	99,3
122	134,4
126	169,5
130	204,6
134	239,7

3.3.2. Vergleich zwischen dem digital erhobenen Vergrößerungsfaktor und analogen Faktoren

Der zur analogen Planung von Hüftprothesen verwendete VF lag nach Herstellerangaben bei 110%, 115%, 118% oder 120% (*persönliche Kommunikation mit den Herstellern*). Diese Faktoren unterschieden sich je nach Hersteller bzw. Prothesen-

typ. Es zeigten sich Unterschiede zwischen dem mittels digitalem Referenzsystem bestimmten VF und den analogen Faktoren von 110%, 115% und 120% (jeweils hoch signifikant). Der analoge Wert von 118% entsprach dem von uns gemessenen MW und zeigte somit keine Abweichung ($p = 0,3921$). Insgesamt waren allerdings 39 Messwerte größer als 120% bzw. zwei Messwerte kleiner als 110%.

Um diese Differenzen zu veranschaulichen, nutzen wir die in Kapitel 2.5 dargestellte Formel:

$$M_{analog} = \frac{M_{digital} \times VF_{digital}}{VF_{analog}}$$

Damit wurde anhand der digitalen Messung mit dem dazu bestimmten VF der Durchmesser des Acetabulums berechnet, der mit dem jeweiligen analogen Faktor gemessen worden wäre. Um nun die Unterschiede zwischen beiden Verfahren darzustellen und konkret zu zeigen, was ein veränderter VF bedeutet, bildeten wir die Differenz aus unseren Messwerten und den Berechnungen (siehe Abbildung 11). Bei positiven Werten wäre analog größer, bei negativen Werten hingegen entsprechend kleiner geplant worden.

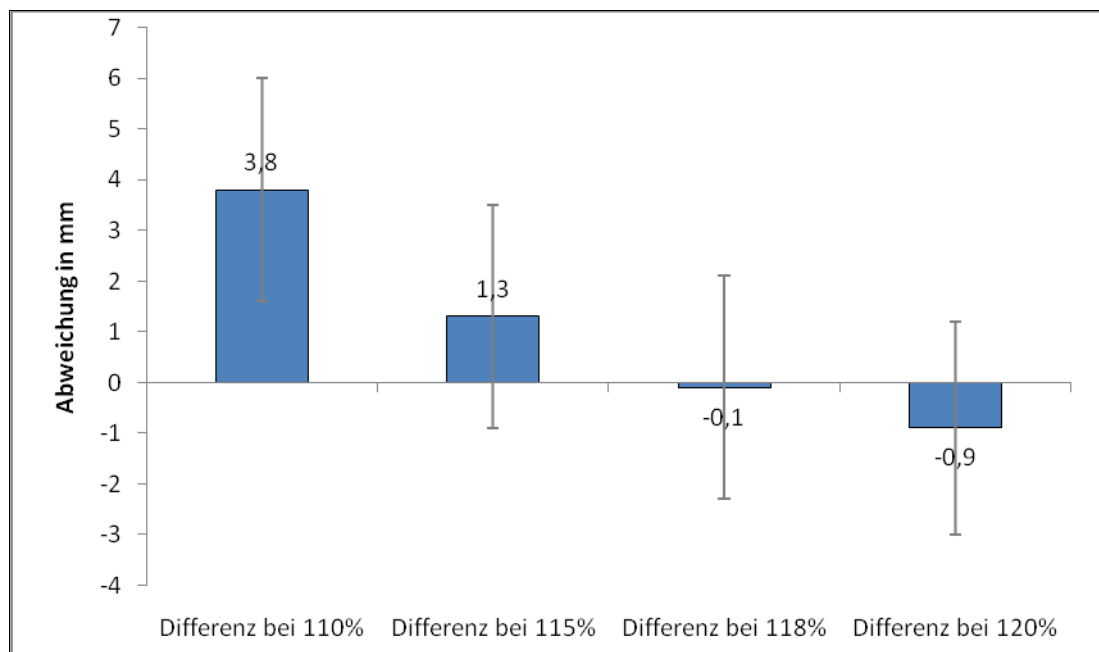


Abbildung 11: Mittlere Abweichung zwischen gemessenen digitalen und berechneten analogen Durchmesser des Acetabulums in Abhängigkeit von den verwendeten Planungsfolien

Die Differenz, die sich dabei zu einer Planung mit einem VF von 110% ergibt, würde einer durchschnittlichen Fehlplanung von zwei Prothesengrößen entsprechen. Die

maximale Abweichung von 12 mm würde eine Fehlplanung von 6 Prothesengrößen widerspiegeln.

In Abbildung 12 ist die Verteilung der einzelnen Differenzen zwischen berechnetem analogen Acetabulumdurchmesser einerseits und der digitalen Messung andererseits dargestellt.

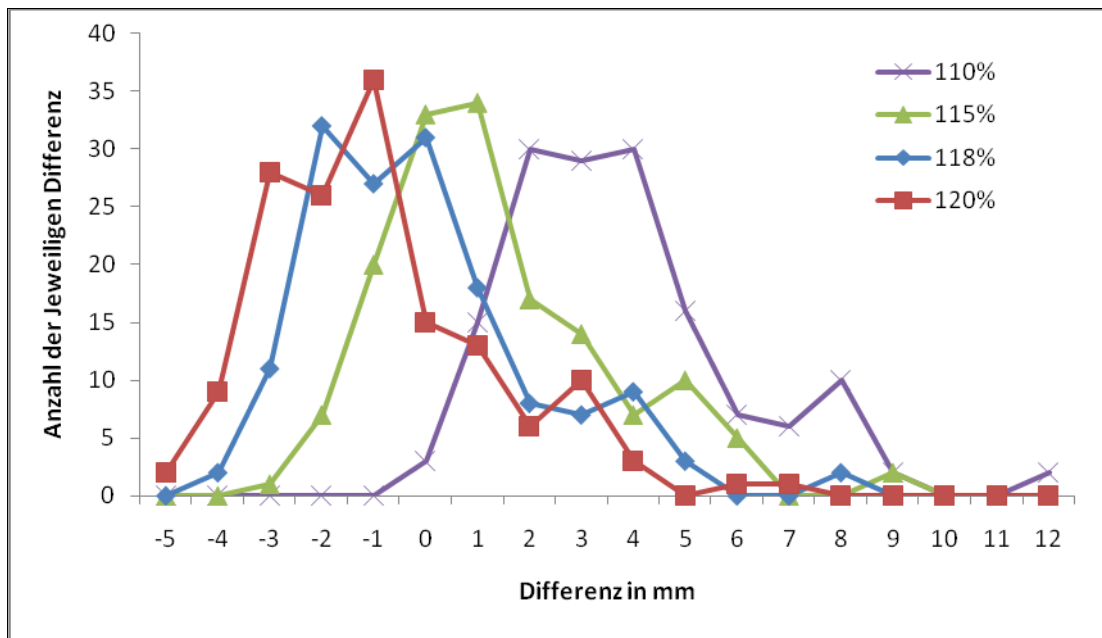


Abbildung 12: Abweichungen zwischen digital gemessenen Acetabulumdurchmessern und berechneten analogen Werten bei unterschiedlichen analogen Vergrößerungsfaktoren

Alle analogen Vergrößerungsfaktoren führten mit Ausnahme des VF von 118% ($p = 0,6990$) zu hochsignifikanten Abweichungen.

3.3.3. Vergleich des präoperativ gemessenen Pfannendurchmessers mit dem Durchmesser der implantierten Prothesenkomponente

Die Messung des Pfannendurchmessers mittels digitalem Referenzsystem ergab einen MW von 52,8 mm (SD = 4,0 mm). Maximal wurden 63,0 mm gemessen, der kleinste Messwert lag bei 41,0 mm. Die männlichen Patienten hatten mit 55,9 mm (SD = 3,8 mm) einen größeren Pfannendurchmesser als die untersuchten Patientinnen mit 51,5 mm (SD = 3,3 mm). Diese geschlechterspezifische Abweichung war statistisch hoch signifikant.

In einem Fall konnte die Größe der implantierten Pfannenkomponente nicht zweifelsfrei ermittelt werden, wodurch sich die Anzahl der auszuwertenden Fälle auf 149

reduzierte. Im Mittel lag die Abweichung zwischen der jeweiligen implantierten Pfannenkomponente und der Messung am Acetabulum bei 1,1 mm (SD = 3,5 mm). Dies bedeutet, dass die Prothese im Mittel über 1 mm kleiner als die Messung am präoperativen Röntgenbild gewählt wurde. Die größte errechnete Differenz lag bei 9 mm. Abbildung 13 zeigt die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Abweichungen. Eine positive Differenz bedeutet, dass die Messung größer als die implantierte Prothesenkomponente war, eine negative Differenz bedeutet das Gegenteil.

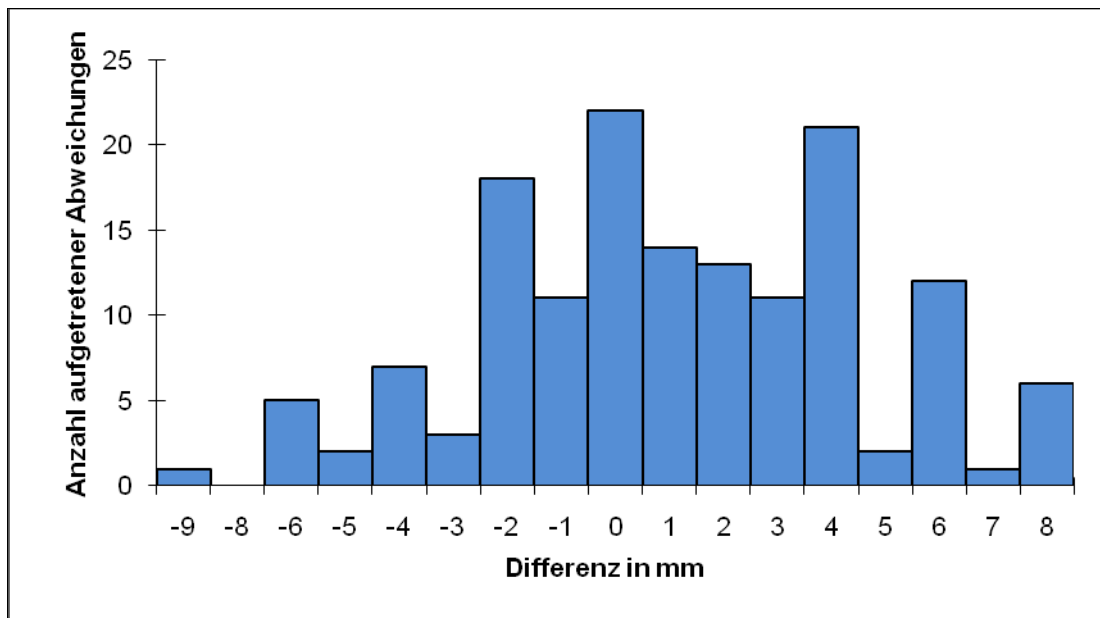


Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der Differenzen zwischen gemessenem Pfannendurchmesser und implantierter Pfannenkomponente

Untersuchte man diese Abweichung im Hinblick auf das Geschlecht, so ergab sich kein Unterschied ($p = 0,6725$).

Bildete man zwei Gruppen hinsichtlich der Art der Verankerung (zementiert oder nicht zementiert) und berechnete wiederum die Differenz zwischen gemessenem Durchmesser und Prothesendurchmesser, zeigte sich ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Wurde zementiert gearbeitet, so trat eine mittlere Differenz von 3,1 mm (SD = 3,2 mm) auf, die bei nicht zementierter Arbeitsweise bei 0,3 mm (SD = 3,3 mm) lag. Dies zeigt eine durchschnittlich um 2,8 mm größere Differenz bei zementierter Verankerung. Zur Verteilung der einzelnen Abweichungen siehe Abbildung 14.

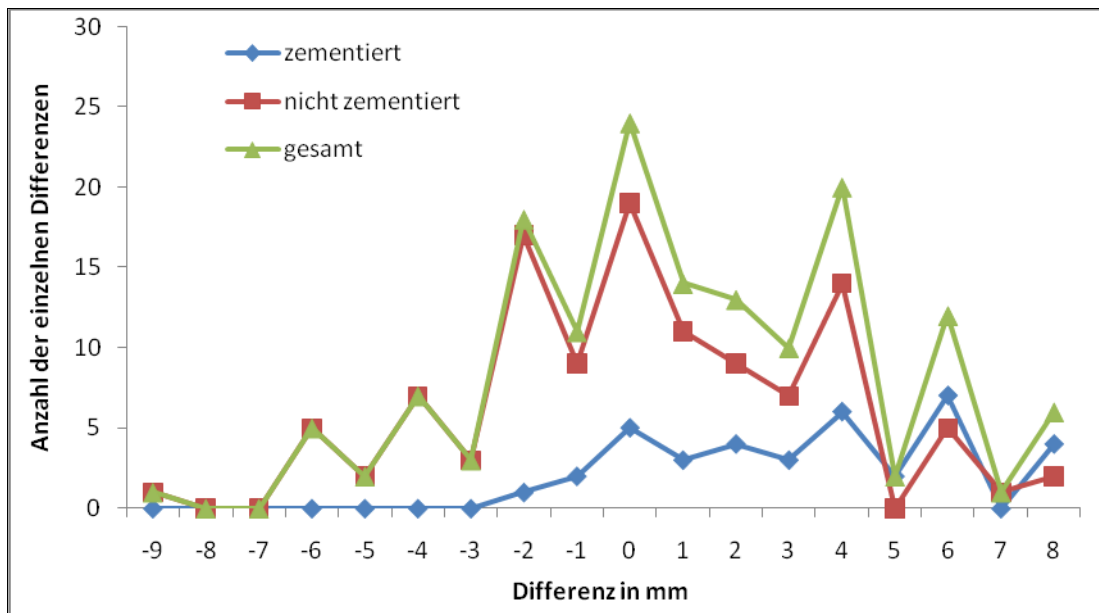


Abbildung 14: Differenz zwischen der Messung des Acetabulums und der Prothesenkomponente in Abhängigkeit von der Art der Verankerung

In Bezug auf eine Abweichung in Prothesengrößen ergeben sich die Daten aus Tabelle 6. Erst in einem Abweichungsbereich von ± 6 mm, also drei Prothesengrößen, liegen über 90% der Abweichungen. Dies bedeutet, dass sobald ein Unterschied von bis zu 6 mm zwischen unserem Messwert und der implantierten Pfannenkomponente toleriert wird, 90% der Messwerte innerhalb dieses Toleranzbereiches liegen. Die Art der Verankerung hat auch in diesem Fall Auswirkungen.

Tabelle 6: Anzahl und prozentualer Anteil der jeweils eingeschlossenen Messwerte innerhalb unterschiedlicher Abweichungsbereiche.

Abweichung in Prothesengrößen	Gesamt (n = 149)		Nicht zementiert (n = 112)	
	Anzahl	Anteil in %	Anzahl	Anteil in %
± 0	22	14,8	18	16,1
± 1	80	53,7	65	58,0
± 2	120	80,5	96	85,7
± 3	141	94,6	108	96,4

Die Diagnose, die zur Operation geführt hat, spielte bei der Abweichung ebenfalls eine Rolle. In Abbildung 15 sind die Mittelwerte der jeweiligen Differenzen in Abhängigkeit von der Diagnose zu sehen. Ein positiver Wert steht hierbei für eine größere Messung und folglich eine im Verhältnis zur Messung kleinere Prothesenkomponente.

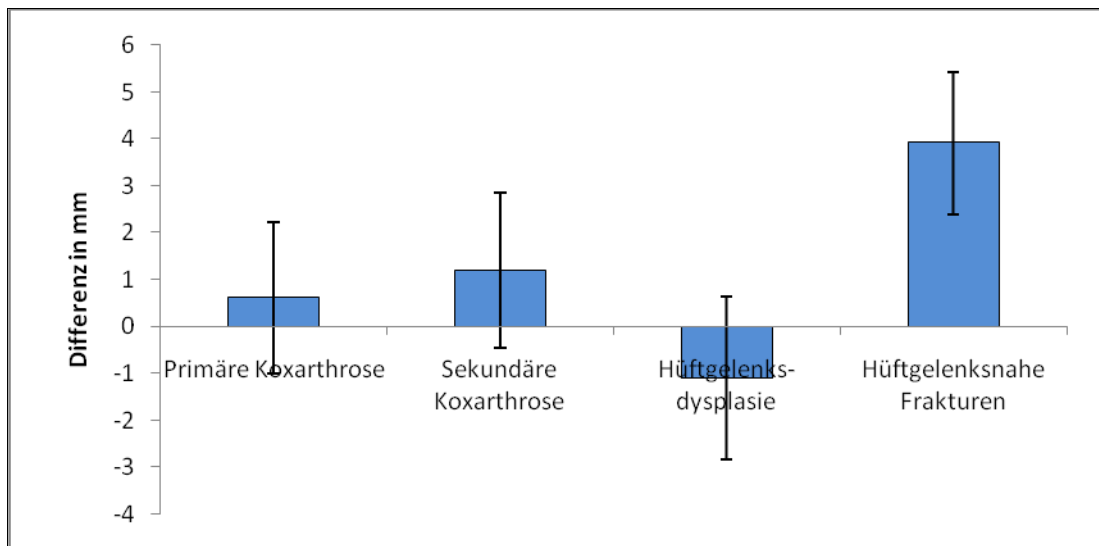


Abbildung 15: Differenz zwischen gemessenem Hüftpfannendurchmesser und implantierter Prothesenkomponente in Abhängigkeit zur jeweiligen Diagnose

Der Unterschied zwischen gemessenem Hüftpfannendurchmesser und implantierter Prothesenkomponente ist bei hüftgelenknahen Frakturen hoch signifikant größer als bei der primären Koxarthrose oder der Hüftgelenksdysplasie. Dabei wurden im Falle von Frakturen kleinere Pfannenkomponenten im Verhältnis zu unseren Messungen implantiert. Vergleicht man die Unterschiede zwischen unserer Messung und dem verwendeten Implantat bei der Hüftgelenksdysplasie und der sekundären Koxarthrose, so zeigt sich ebenfalls eine signifikante Differenz. Hierbei spielt jedoch erneut die Art der Verankerung eine Rolle. Wurden bei Patienten mit primärer Koxarthrose insgesamt in 17% und bei der sekundären Koxarthrose in 14% der Fälle zementierte Pfannen genutzt, so lag der Anteil von Zementierungen bei hüftgelenksnahen Frakturen bei 74%. In Abbildung 16 sind die mittleren Abweichungen je nach präoperativ gestellter Diagnose ohne die Differenzen, die bei zementierter Verankerung entstehen, dargestellt. Eine positive Differenz bedeutet dabei, dass die Implantate kleiner als unsere Messungen ausfielen.

Ohne die Fälle mit zementierter Verankerung ergibt sich zwischen den einzelnen Diagnosen keine statistisch messbare Differenz.

Im Falle der besprochenen Unterschiede spielte der verantwortliche Chirurg keine statistisch messbare Rolle. Dies bedeutet, dass jeweilige Chirurg keinen Einfluss auf die Diskrepanz zwischen unserer Messung und der implantierten Pfannenkomponente hatte.

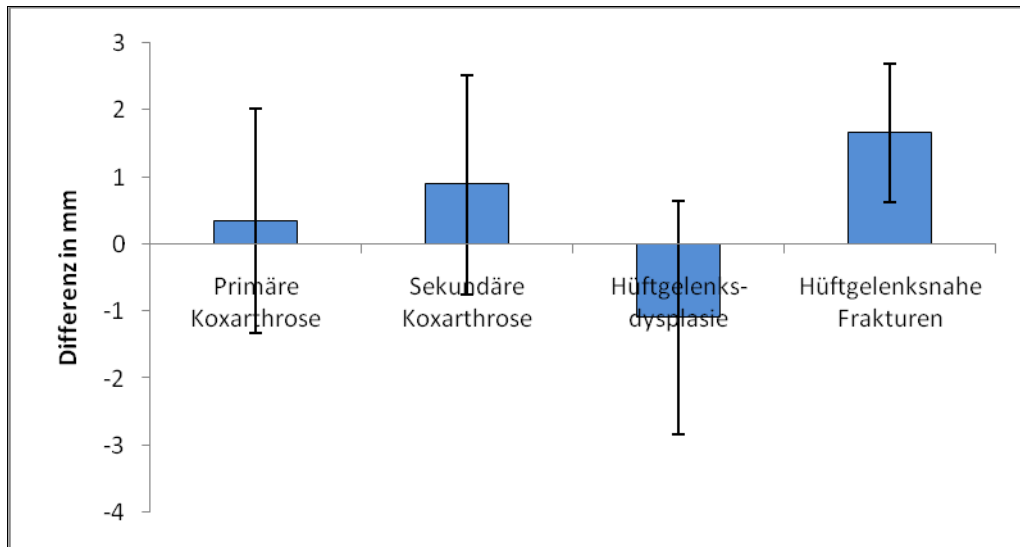


Abbildung 16: Differenz zwischen gemessenem Hüftpfannendurchmesser und implantierter Prothesenkomponente in Abhängigkeit der jeweiligen Diagnose ohne zementierte Verankerung

3.3.4. Vergleich von gemessenem und berechnetem Pfannendurchmesser mit der implantierten Acetabulumkomponente

Unter Verwendung der berechneten Acetabulumdurchmesser aus Kapitel 3.3.2 bestimmten wir die Differenzen zu den jeweils implantierten Pfannenprothesen. Die Gegenüberstellung zur referenzkörperbasierten Planung ist in Abbildung 17 dargestellt. Hierbei wurde die Verankerungsart mit berücksichtigt, wobei positive Differenzen eine größere Messung und negative Differenzen eine größere Prothesenkomponente widerspiegeln. Zu sehen ist, dass sich mit den analogen Planungsfolien bei den integrierten Faktoren von 110% und 115% unabhängig von der Art der Verankerung größere Differenzen zu den implantierten Komponenten ergaben (110% hoch signifikant, 115% signifikant). Die Planungsfolien mit den Faktoren 118% und 120% zeigten hingegen keine statistisch messbare Differenz zu den von uns durchgeführten digitalen Messungen.

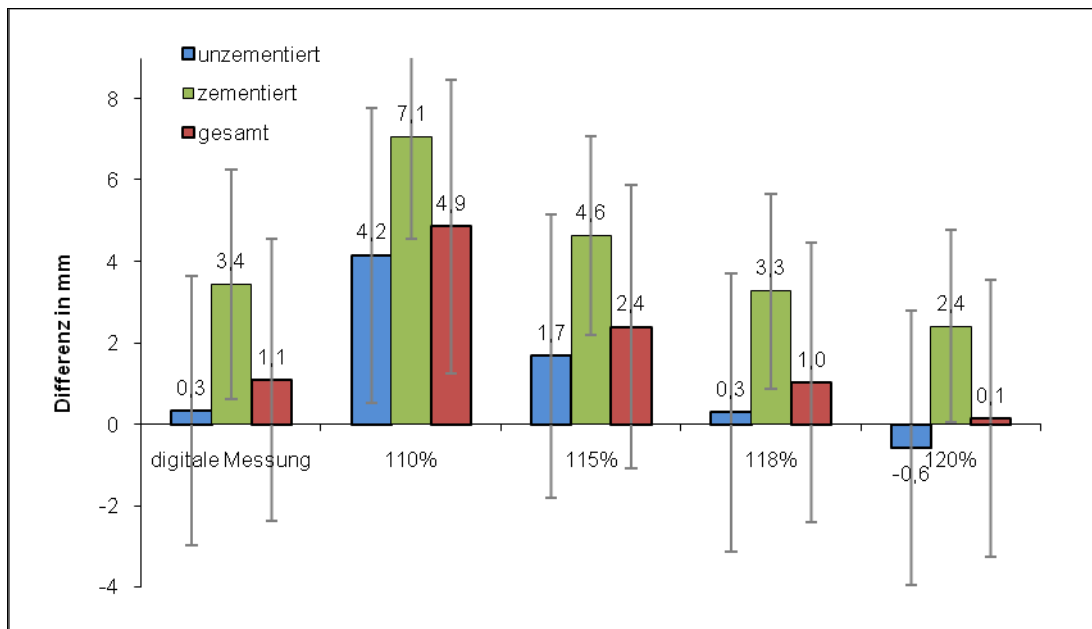


Abbildung 17: Differenzen zwischen digitalen Messungen und berechneten analogen Durchmessern jeweils zu den implantierten Pfannenkomponenten (unter Berücksichtigung der Verankerung)

Betrachtet man hingegen die Differenz innerhalb bestimmter Abweichungsbereiche, wird die größere Treffergenauigkeit der digitalen Messung im Vergleich zu den analogen Berechnungen deutlich (siehe Tabelle 7). Hierbei wurden lediglich die Fälle bei unzementierter Verankerung berücksichtigt.

Tabelle 7: Prozentualer Anteil der Differenz zwischen Rechenwert bzw. Messung und implantierter Pfannenkomponente innerhalb von Prothesengrößen (bei zementfreier Verankerung)

	110%	115%	118%	120%	Digitale Messung
Abweichung in Prothesengrößen	Anteil in %	Anteil in %	Anteil in %	Anteil in %	Anteil in %
+/- 0	7,1	8,8	4,4	11,5	16,1
+/- 1	30,1	38,9	52,2	51,3	58,0
+/- 2	46,9	73,5	80,5	77,9	85,7
+/- 3	74,3	92	94,7	93,8	96,4

3.4. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Kniegelenk

Das Durchschnittsalter der Patienten mit Kniegelenkersatz lag zum Zeitpunkt der Operation bei 67 Jahren (SD = 10 Jahre). Der jüngste Patient war zu diesem Zeitpunkt 36 und der Älteste 86 Jahre alt. Der Median lag bei 68 Jahren. Bei einer Anzahl von 150 erhobenen Datensätzen ergab sich ein Geschlechterverhältnis von 51 männlichen zu 99 weiblichen Patienten. Die männlichen Patienten waren im Mittel 66 Jahre alt (SD = 9 Jahre), die weiblichen mit 68 Jahren (SD = 10 Jahre) in etwa gleich alt ($p = 0,152$). Siehe hierzu Abbildung 18.

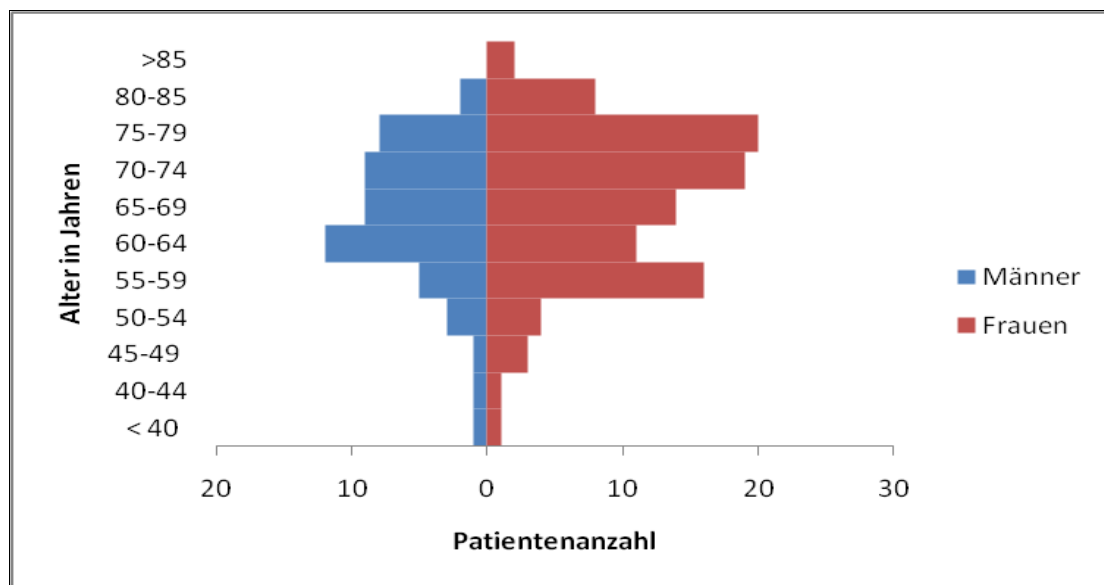


Abbildung 18: Alterspyramide der Patienten mit Knie-TEP

Insgesamt wurden 140 Patienten aufgrund einer primären, vier aufgrund einer post-traumatischen und vier wegen einer anderen sekundären Gonarthrose operiert. Nur jeweils ein Patient wurde mit der Diagnose einer rheumatoiden Arthritis bzw. einer Retropatellararthrose behandelt. 59,3% der 150 Eingriffe erfolgten am linken Kniegelenk ($n = 89$). Hierbei wurden sechs Rotationsknie, ein Implantat der Firma LINK, vier Miller Galante Femurschlitten in Verbindung mit der Tibiaplatte der Firma Zimmer und zwei RT Plus Femur- bzw. Tibiakomponente des Herstellers Smith & Nephew verwendet. Der überwiegende Anteil der Patienten wurde mit einer Oberflächenersatzprothese der Firma Smith & Nephew versorgt. In 137 Fällen fand der Prothesentyp Genesis II CR bzw. PS als Femurkomponente und der Typ Genesis II CR/CS als Tibiakomponente Verwendung.

3.5. Ergebnisse der Messungen am Kniegelenk

3.5.1. Der digitale Vergrößerungsfaktor der Ganzbeinaufnahme (a.p.)

Die Messung des digitalen VF mit Hilfe des Referenzsystems ergab einen MW von 106,9% (SD = 1,7%). Der maximale Messwert lag bei 113,3%, der minimale bei 104,1% und der Median bei 106,6%. Zwischen männlichen und weiblichen Patienten ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Bei beiden Gruppen zeigte sich ein mittlerer VF von 106,9% (SD männlich = 1,4%, SD weiblich = 1,9%).

Der von uns ermittelte MW steht dabei für einen Abstand zwischen dem Mittelpunkt des RK und der Ebene des Wandstativs von 107,2 mm. Der maximale Abstand entspricht dabei 252,3 mm, der minimal 48,8 mm. Eine Auswahl verschiedener Abstände zwischen dem RK und der Ebene des Wandstativs in Abhängigkeit bestimmter VF ist in Tabelle 8 zu sehen.

Tabelle 8: Abstand zwischen RK und Ebene des Wandstativs bei ausgewählten VF

VF in %	Abstand RK – Ebene des Wandstativs in mm
104	44,2
105	65,9
106	87,7
107	109,4
108	131,1
109	152,9
110	174,6
112	218,1

3.5.2. Vergleich zwischen digital erhobenen und analogen Vergrößerungsfaktoren

Analoge Planungsfolien für das Kniegelenk sind unter anderem mit dem VF 107,5%, 110% oder 115% verfügbar (*persönliche Kommunikation mit den Herstellern*). Diese variieren wie im Falle der Hüftprothesen je nach Hersteller und Prothesentyp. Im Vergleich zu dem in unserer Studie ermittelten VF zeigten sich jeweils hoch signifikante Abweichungen zu den drei analogen Vergleichswerten.

Mit Hilfe der in Kapitel 2.5 beschriebenen Formel wurden die Messwerte des Tibiaplateaus ermittelt, die mit Hilfe der analogen Planungsschablonen geplant worden wären. Die mittlere Differenz zwischen den Messwerten und den berechneten Durchmessern ist in Abbildung 19 dargestellt. Bei positiven Werten wäre mit der analogen Planung entsprechend kleiner geplant worden.

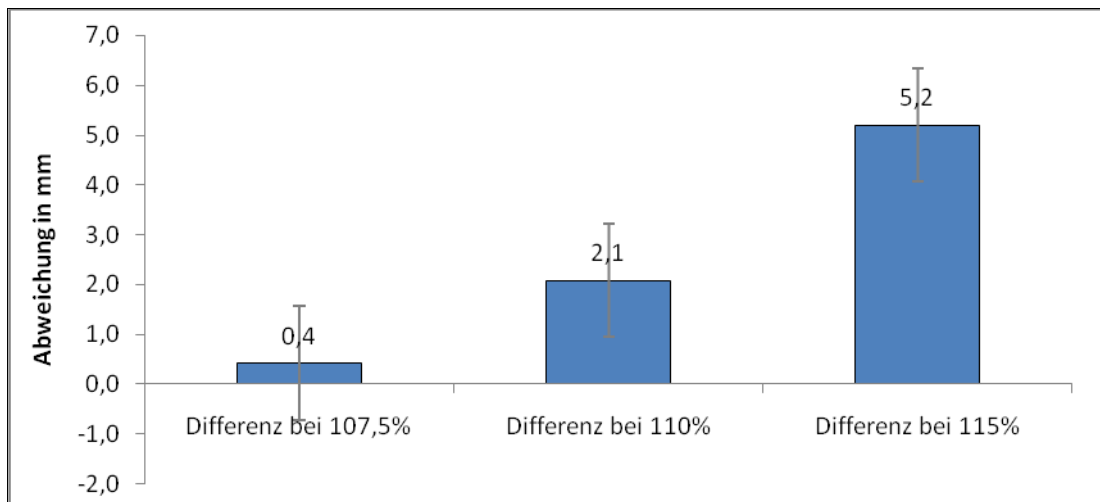


Abbildung 19: Mittlere Differenz zwischen gemessenen digitalen und berechneten analogen m.l. Durchmessern des Tibiaplateaus

In Abbildung 20 sind die Häufigkeitsverteilungen der einzelnen Differenzen im Falle der Messungen am Tibiaplateau bei Verwendung der analogen Faktoren 107,5%, 110% und 115% dargestellt. Wie in Abbildung 19 wäre bei positiven Werten mit der analogen Technik entsprechend kleiner geplant worden.

Mit allen analogen VF ergaben sich hochsignifikant abweichende m.l. Durchmesser zu der digitalen, individuellen Messung jedes einzelnen Planungsbildes (p jeweils $< 0,001$).

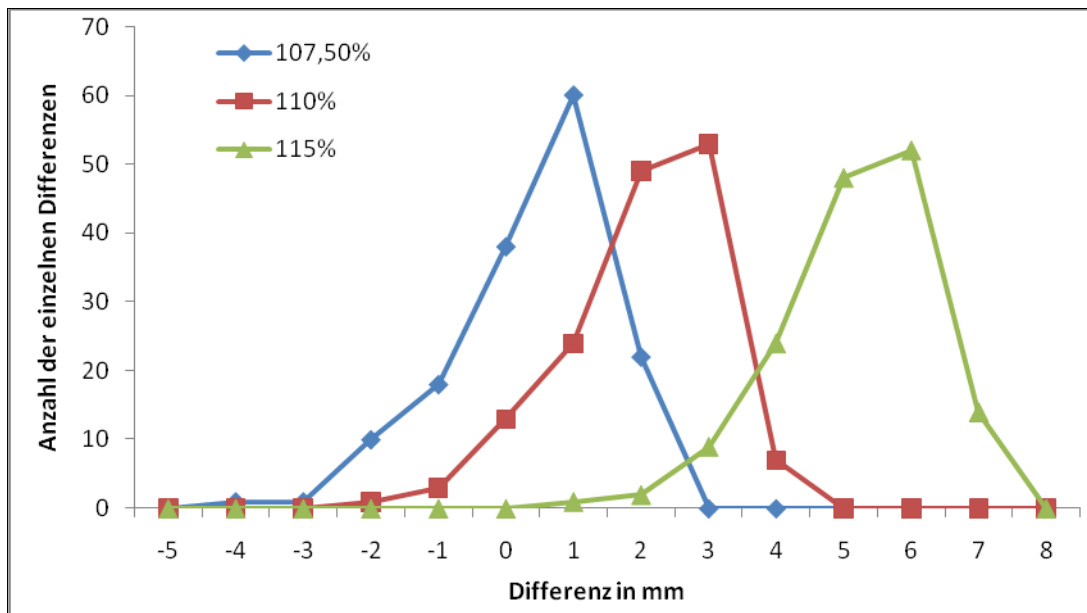


Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der Differenz zwischen digital gemessenem und berechnetem analogen m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus bei analogen VF von 107,5%, 110% und 115%

3.5.3. Vergleich der präoperativ gemessenen m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus mit der Größe der implantierten Tibiakomponente

Die Durchmesserbestimmung des Tibiaplateaus ergab einen mittleren Wert von 74,2 mm (SD = 5,9 mm). Als Maximalwert wurden 89,0 mm, als Minimalwert 59,0 mm gemessen. Der Median betrug 72,0 mm. Männliche Patienten wiesen im Mittel einen m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus von 80,4 mm (SD = 3,6 mm), Frauen einen MW des Durchmessers von 70,6 mm (SD = 3,2 mm) auf. Der Unterschied ist statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$).

In 13 Fällen konnten die m.l. Ausmaße der tibialen Prothesenkomponente nicht ermittelt werden, wodurch lediglich 137 Vergleiche durchgeführt werden konnten. Zwischen dem m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus und der implantierten Tibiakomponente ergab sich eine mittlere Differenz von 1,5 mm (SD = 2,8 mm). Dabei war unsere Messung im Mittel 1,5 mm größer als die implantierte tibiale Komponente. Als größte Abweichung wurden 9 mm bestimmt. Die Verteilung der einzelnen Unterschiede ist in Abbildung 21 dargestellt, wobei positive Werte eine größere Messung und negative eine größere Prothesenkomponente widerspiegeln.

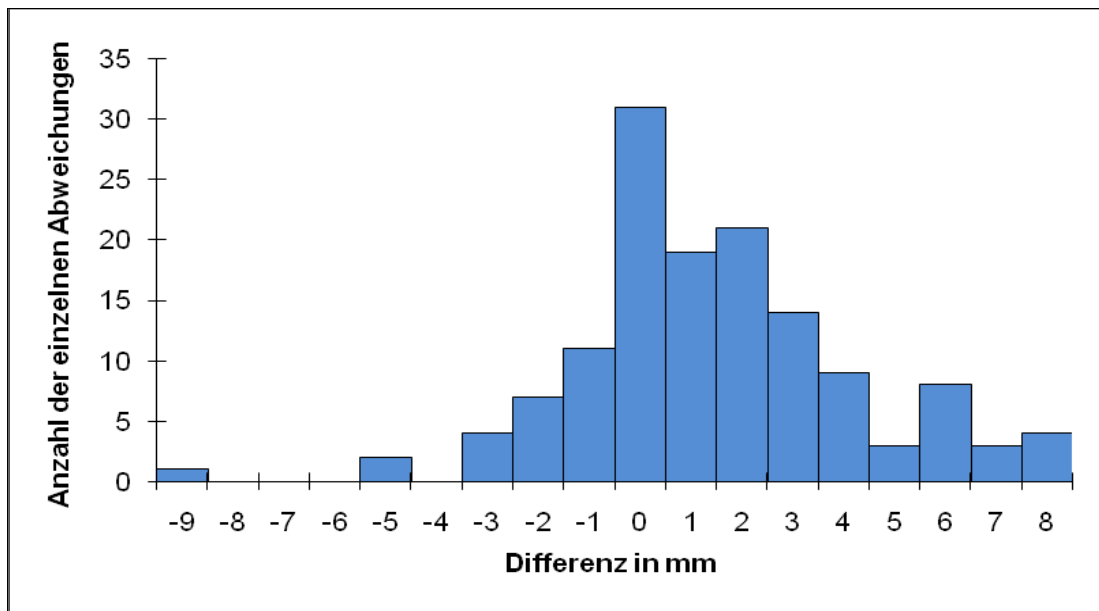


Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der Differenzen zwischen gemessenem m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus und der implantierten Tibiakomponente

Geht man davon aus, dass der Prothesendurchmesser pro Größe um 3 mm zunimmt (siehe Genesis II CR bzw. PS in Tabelle 1), gelingt es in 94,2% der untersuchten Planungen, die Prothesengröße (+/- 2 Größen) korrekt zu planen. Die Ergebnisse hierzu sind in Tabelle 9 dargestellt.

Tabelle 9: Anzahl der Abweichungen in Prothesengrößen zwischen der Messung am Tibiaplateau und der implantierten Tibiakomponente

Gesamt (n = 137)	Anzahl	Anteil in Prozent
+/- 0 Prothesengröße	31	22,6
+/- 1 Prothesengröße	107	78,1
+/- 2 Prothesengröße	129	94,2

Da die implantierte Prothesengröße einen Einfluss auf die Abweichung zu unserer Messung aufweist, sind in Abbildung 22 die Differenzen in Abhängigkeit von der verwendeten Prothesengröße als Punktwolken-Diagramm dargestellt.



Abbildung 22: Punktwolke der Differenzen zwischen digitaler Messung und implantierter Tibiakomponente in Abhängigkeit von der Prothesengröße

Es zeigt sich, dass mit zunehmender Prothesengröße auch die Abweichung zur geplanten Größe zunimmt. Dabei fällt die Tibiakomponente im Vergleich zur Messung kleiner aus, je größer die knöchernen Verhältnisse ausfallen. Statistisch ergibt sich ein hoch signifikanter positiver linearer Zusammenhang. Die geschätzte Steigung der Regressionsgeraden beträgt 0,637. Der dazugehörige F-Wert lautet 14,45.

Der verantwortliche Operateur hatte keinen statistisch relevanten Einfluss auf die Differenzen zwischen Messung und gewähltem Implantat ($p = 0,8820$).

3.5.4. Vergleich der analogen sowie der digitalen Planung mit der implantierten Tibiakomponente

Zum Vergleich zwischen den Messwerten dieser Studie einerseits und den berechneten analogen Werten andererseits, bildeten wir jeweils die Differenz zu dem m.l. Durchmesser der implantierten Tibiakomponente. Dies ist in Abbildung 23 dargestellt. Bei positiven Werten waren die Prothesenausmaße entsprechend größer als unsere Messungen, bei negativen hingegen kleiner.

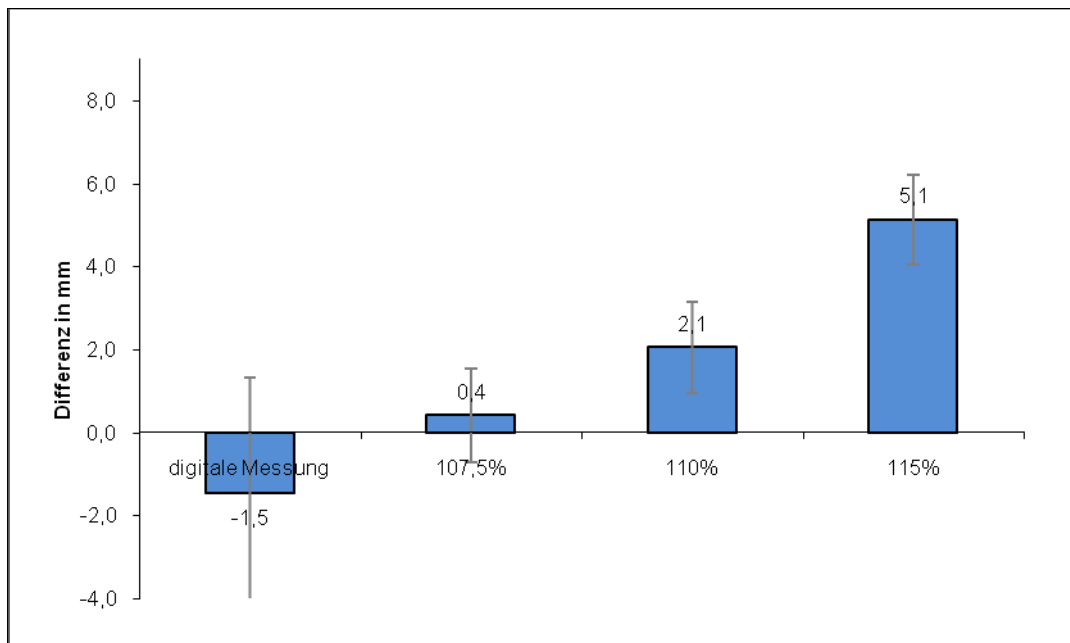


Abbildung 23: Mittlere Differenz zwischen unserer Messung und der Tibiakomponente, sowie den berechneten analogen Werten und der Tibiakomponente

Hierbei sind statistisch hochsignifikante Unterschiede zwischen der Abweichung nach digitaler bzw. analoger Planung nachzuweisen. Unter Verwendung einer analogen Planungsfolie mit einem VF von 115% wäre so im Schnitt 5,1 mm zu klein geplant worden.

Bei der Darstellung der Differenz innerhalb von Prothesengrößen zeigt sich, dass bei einem starren VF von 107,5% alle Rechenwerte innerhalb einer Prothesengröße (+/- 3 mm) um die implantierte Prothesenkomponente liegen (siehe Tabelle 10). Unsere Messungen hingegen weichen deutlicher von der implantierten Tibiakomponente ab.

Tabelle 10: Prozentualer Anteil der Differenz zwischen Berechnung bzw. Messung des Tibiaplateaus und der implantierten Tibiakomponente in Prothesengrößen

	107,5%	110%	115%	Digitale Planung
Abweichung in Prothesengrößen	Anteil in %	Anteil in %	Anteil in %	Anteil in %
+/- 0	27,7	8,8	0,0	22,6
+/- 1	100,0	95,6	8,0	78,1
+/- 2	100,0	100,0	100,0	96,4

4. Diskussion

In dieser Diskussion sollen die genutzten Materialien und Methoden sowie die dargestellten Ergebnisse erklärt und in einen klinischen Zusammenhang eingeordnet werden. Um eine Übersicht zu wahren, werden dabei die Ergebnisse im Einzelnen schrittweise erläutert und die zugrunde liegenden Materialien und Methoden mit behandelt. Ferner werden die Stärken und Schwächen der verwendeten Methodik und der erhobenen Daten dargestellt.

4.1. Messung des Vergrößerungsfaktors unter definierten Abständen zwischen Referenzkugel und Detektor

Dieser Versuchsaufbau war dazu gedacht, einen potenziellen Fehler bei der Platzierung der Referenzkugel besser analysieren zu können. Mit Hilfe dieser Ergebnisse kann eine Aussage über die Abweichung des Vergrößerungsfaktors bei einer definierten Änderung des Abstandes getroffen werden. Ferner können so die Abstände zwischen RK und Detektor bzw. Tischebene anhand des jeweiligen Vergrößerungsfaktors berechnet und auf Sinnhaftigkeit überprüft werden. Da der Versuch, eine Streustrahlung mittels Sand zu erzeugen, keine klaren Ergebnisse bezüglich einer Veränderung des VF ergab, verwendeten wir lediglich jene Messungen zur weiteren Auswertung, bei deren Anfertigung auf Sandsäcke verzichtet wurde.

4.1.1. Messung des Vergrößerungsfaktors anhand von Beckenübersichtsaufnahmen (a. p.)

Anhand von Beckenübersichtsaufnahmen in a.p. wurde dieser Versuch in einem vergleichbaren Aufbau bereits von *The et al. (2005)* durchgeführt [63]. Es zeigten sich dabei mit einer Änderung des Vergrößerungsfaktors von 1,22% bzw. 1,14% pro cm sehr ähnliche Ergebnisse, wie unsere Messungen mit einem MW der Änderung von 1,14% pro cm. Unsere Ergebnisse werden damit in Tendenz und Plausibilität klar bestätigt.

Da eine fehlerhafte Positionierung des RK um lediglich einen cm bereits eine Änderung des VF von 1,14% zeigt, ergibt sich, bezogen auf den gemessenen mittleren Hüftpfannendurchmesser von 53,1 mm, eine veränderte Messung von 0,6 mm pro

cm Fehlpositionierung. Dies bedeutet, dass ab einem Abstand von 3 cm zwischen der Ebene des RK und dem Gelenkmittelpunkt eine fehlerhafte Planung von annähernd einer Prothesengröße ($\pm 1,8$ mm) zu erwarten wäre. Dies zeigt eindrücklich, wie wichtig die genaue Lage des RK im Falle der Beckenübersichtsaufnahme ist. Hierbei kann Tabelle 5 (siehe Seite 38) als Kontrolle des VF für einen plausiblen Abstand dienen, wobei dabei die von uns genutzten Röntgenabstände eingehalten werden müssen.

4.1.2. Messung des Vergrößerungsfaktors anhand der Ganzbeinstandaufnahme (a. p.)

Dieser Versuchsaufbau ist dem vorherigen sehr ähnlich. Lediglich der Abstand zwischen Fokus und Detektor ist bei der Ganzbeinstandaufnahme (a.p.) mehr als doppelt so groß (270 cm statt 110 cm). Aus diesem Grund ist die Änderung des Faktors pro cm mit 0,46% weniger als halb so groß.

In Bezug auf den durchschnittlichen m.l.-Durchmesser des Tibiaplateaus von 74,2 mm, wäre im Falle einer vertikalen Fehlplatzierung des RK eine veränderte Messung von lediglich 0,3 mm pro cm zu erwarten. Erst eine Verschiebung des RK von 10 cm würde folglich eine Fehlplanung von einer Prothesengröße (± 3 mm) bedeuten. Zur Plausibilitätskontrolle des VF kann Tabelle 8 (siehe Seite 47) verwendet werden, um die Distanz zum Wandstativ zu überprüfen.

4.1.3. Schlussfolgerung aus den Messungen des Vergrößerungsfaktors bei definierten Abständen zum Detektor

Aufgrund unserer Ergebnisse ist eine deutlich größere Abhängigkeit einer genauen Platzierung des RK im Falle der Beckenübersichtsaufnahme anzunehmen als im Falle der Ganzbeinstandaufnahme. Die Änderung des VF bei einer fehlerhaften Platzierung ist dabei in unserem Versuch 2,5-mal größer bei der Beckenübersichtsaufnahme als bei der Ganzbeinstandaufnahme. Die damit verbundenen Auswirkungen im Bezug auf die Planung können so schon bei kleineren Abstandsänderungen erheblich sein. Die Ergebnisse weisen somit auf einen weiteren wichtigen Aspekt hin, der eine genaue präoperative Planung vor allem in Bezug auf die Hüftprothese zusätzlich erschweren kann. Die Planung der Knie-TEP anhand der Ganzbeinstandaufnahme ist demgegenüber deutlich weniger fehleranfällig. Erst bei groben Fehlplatzierungen ist

die Planung einer falschen Prothesengröße denkbar. Wichtiger scheinen hier Rotationsfehler oder eine ungenügende Streckung des Beines mit anschließender Fehlbestimmung der Beinachse zu sein [17].

4.2. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Hüftgelenk

Im Vergleich waren die Patienten aus dem schwedischen Hüftprothesenregisters aus dem Jahr 2016 jünger als unser Patientenkollektiv. Mit 70,0 Jahren waren vor allem die weiblichen schwedischen Patienten jünger als die Studienpatientinnen mit 73,3 Jahren. Im Falle der männlichen Patienten, die in Schweden im Schnitt im Alter von 67,1 Jahren operiert wurden, konnten wir keine Abweichung zu unserer Studie feststellen [19]. Die Daten des Endoprothesenregisters Deutschland (EPRD) aus dem Jahr 2016 zeigen jedoch einen Median von 73 Jahren unter den weiblichen und 69 Jahren unter den männlichen Patienten [23]. Der Median unserer Studie lag bei den weiblichen Patienten dabei bei 74 Jahren, bei den männlichen bei 65 Jahren.

Während nur 30,7% der Patienten in unserer Studiengruppe männlichen Geschlechts waren, lag dieser Anteil in der schwedischen Vergleichsgruppe bei 41,9% [19], das ERPD zeigte einen Anteil von 39,8% männlichen Patienten [23].

Die Diagnosegruppen unserer Studie in Bezug auf die primäre und sekundäre Arthrose sowie die Hüftgelenksdysplasie entsprachen hinsichtlich Alter und Patientenverteilung weitgehend der Literatur [19, 71]. Im Hinblick auf die Diagnose einer hüftgelenksnahen Fraktur ergab sich allerdings, dass in Schweden lediglich ca. 12,7% der weiblichen Patienten aufgrund einer Fraktur behandelt wurden, während es in unserer Studie 19,2% waren. Im Hinblick auf die männlichen Patienten war diese Differenz gering, mit etwa 8,2% zu 8,7% [19]. Ein Grund für unseren hohen Anteil an hüftgelenksnahen Frakturen ist möglicherweise auf die örtliche Nähe verschiedener Pflegeeinrichtungen zum Auguste-Viktoria-Klinikum zurück zu führen.

Dieser Anteil von hüftgelenksnahen Frakturen hat auch einen Einfluss auf das Durchschnittsalter. Dieses war bei den Patienten mit hüftgelenksnahen Frakturen in unserer Studie mit 82,1 Jahren deutlich höher als im Schwedenregister 2014 mit 74,3 Jahren [20]. Andere Studien aus Deutschland kommen hingegen zu gleichen Ergebnissen mit Altersdurchschnitten von 78 und 83 Jahren [5]. Die hohe Rate an Osteoporose in Skandinavien könnte eine mögliche Ursache für das frühzeitige Auftreten der damit assoziierten hüftgelenksnahen Frakturen darstellen [66].

Auch die Art der Verankerung wird durch die Frakturrate beeinflusst. In unserem Patientenkollektiv lag die Rate an zementiert verankerten Pfannenkomponenten bei 75%, sobald eine hüftgelenksnahe Fraktur als Diagnose vorlag. Insgesamt stellten wir eine Zementierungsrate von 24,8% in Bezug auf die Hüftpfanne fest. Laut den Angaben des EPRD wurde in den teilnehmenden, überregional spezialisierten Kliniken lediglich in 8,3% der Fälle zementiert verankert [23]. Ohne die Studienpatienten, die aufgrund der Diagnose der hüftgelenksnahen Fraktur behandelt wurden, ergibt sich ein Anteil von 15,7% zementierter Pfannenkomponenten, was wiederum dem Bundesdurchschnitt näher kommt.

Zusammenfassend sind Vergleichbarkeiten zwischen unserer Studienpopulation und der Literatur hinsichtlich des Durchschnittsalters, der Geschlechterverteilung, der Diagnosegruppen und der Art der Verankerung gegeben. Sobald die Gruppe der Patienten mit Frakturen als Ursache außer Acht gelassen wird, zeigen sich diese Gemeinsamkeiten noch deutlicher.

4.3. Ergebnisse der Messungen am Hüftgelenk

4.3.1. Erhebung des digitalen Vergrößerungsfaktors von Beckenübersichtsaufnahmen (a.p.)

Sowohl unser MW des VF von 118% [13], als auch eine leichte Abweichung von 120% [3], wurden in der Literatur bereits vorbeschrieben. Von *Eggli et al. (1998)* wurde ein mittlerer VF von 118% anhand der Daten von 100 Patienten bestimmt, der Fokus-Film-Abstand mit 150 cm allerdings größer als in unserer Studie gewählt. Dies sollte, bei gleichem Abstand zwischen RK und Detektor, eigentlich einen geringeren VF bedingen. *Bayne et al. (2009)* nutzten die Aufnahmen von 106 Patienten und bestimmten dabei einen mittleren VF von 120%, beschrieben aber nicht die genutzten Röntgenentfernungen [3]. In beiden Studien ist davon auszugehen, dass die Beckenübersichtsaufnahmen in a.p. beim liegenden Patient aufgenommen wurden, allerdings ist dies nicht explizit erwähnt worden. Mit 121% [16], 122,5 – 123% [4] und 127,4% [65] gab es auch deutliche Abweichungen zu unserer Studie. Dabei verwendeten sowohl *Franken et al. (2010)*, als auch *Boese et al. (2015)* für ihre Messungen Beckenübersichtsaufnahmen, die beim stehenden Patienten aufgenommen wurden. Dies kann einen größeren Abstand zum Detektor bewirken und somit auch einen höheren VF bedingen. Dafür wurden postoperative Röntgenbilder verwendet und über die Vermessung des zuvor implantierten Hüftkopfes ein VF errechnet. Der Hüftkopf lag dabei zwangsläufig in der Gelenkebene und die Messung sollte weniger fehlerbehaftet sein als die Messung am außerhalb des Körpers liegenden RK. Bei *White et al. (2008)* hingegen wurden postoperative Röntgenbilder verwendet und lediglich die Prothesengrößen bestimmt, um darüber den VF zu ermitteln. Der Abstand zwischen Fokus und Detektor wurde dabei mit 1 m etwas niedriger gewählt, was wiederum bei einer Fehlplatzierung größere Auswirkungen auf den VF haben kann [13]. Abgesehen davon war die Anzahl der Messungen in allen Vergleichsstudien deutlich geringer als in unserer Studie, in der wir auf Messdaten von 150 Patienten zurückgegriffen haben.

Messungen an Computertomografie- (CT-) Aufnahmen von 50 Patienten, die randomisiert ausgewählt wurden und bei denen es sich um keine orthopädischen Patienten handelte, ergaben eine mittlere Distanz zwischen Tischebene und Hüftzentrum von 117,2 mm bei einer SD von 12,75 mm [35]. In unserer Studie hingegen liegt diese

Distanz im Mittel bei 99,3 mm. Die Differenz von 17,9 mm zwischen unseren Messungen und der im CT ermittelten Distanz bedeutet, dass in unserer Studie der RK im Schnitt um diese Distanz näher an der Tischebene lag. Verglichen mit *Kulkarni et al.* würde dies einen um 2,0% kleineren VF in unserer Studie zur Folge haben. Mögliche Ursache für den höheren Abstand kann die Lagerung der Patienten während der Anfertigung der CT-Aufnahmen auf dem beweglichen CT-Tisch und die Art der Abstandsmessung sein. Dabei wurden die Patienten nicht auf einer ebenen Fläche, wie im Falle der Beckenübersichtsaufnahme, gelagert, sondern in einer konkav geformten Schale. Die Messung wurde dabei orthogonal zu einer Verbindungslinie zwischen beiden Gelenkzentren angelegt. Der Endpunkt der Messung lag dabei im tiefsten Punkt der Konkavität. Dies kann den Abstand vergrößern, wodurch unser Ergebnis, hinsichtlich der Frage nach dem Abstand im Falle von Beckenübersichtsaufnahmen, plausibler erscheinen könnte.

Die Positionierung des RK zwischen den Beinen auf Höhe des Hüftgelenkes ist, wie in unserer Einleitung in Kapitel 1.2.2 erwähnt, schwierig und fehleranfällig. Die große Streuung unserer Distanzen, die zwischen 26,5 mm und 250,2 mm lagen, könnte auf diese Schwierigkeiten zurückzuführen sein. Der Vergleich mit der angeführten Literatur und unserer Röntgenversuchsreihe zeigt jedoch, dass der indirekt über den VF bestimmte Abstand zwischen Tischebene und Hüftzentrum im Mittel als plausibel anzusehen ist. Daraus schlussfolgern wir eine Bestätigung für unsere Messung des VF, da dieser in direktem Zusammenhang zu diesem Abstand steht. Hierbei ist auch die hohe Patientenzahl von 150, die unseren Daten zugrunde liegt, hervorzuheben, wodurch im Mittel eine geringere Fehleranfälligkeit zu erwarten ist.

4.3.2. Vergleich zwischen dem digital erhobenen Vergrößerungsfaktor und analogen Faktoren

Beim Vergleich zwischen dem MW unserer Studie und den einzelnen Planungsfolien besteht jeweils eine hoch signifikante Abweichung zu den fixen VF von 110%, 115% und 120%. Lediglich bei einem definierten VF von 118% zeigte sich keine Abweichung. Da in 41 Fällen Werte $<110\%$ und $>120\%$ gemessen wurden, sind technische Einschränkungen bei über 27% der Messungen vorhanden und es hätte in diesen Fällen keine Planungsfolie gegeben, um auf die anatomischen Verhältnisse reagieren zu

können. Dies ist als eine der größten Schwächen der analogen Planung anzusehen und wurde bereits von *Wimsey et al. (2006)* vorbeschrieben [68].

Die Wahl des VF spielte dabei für die genaue Planung eine entscheidende Rolle. Tendenziell wurde mit den verschiedenen Schablonen vermutlich eher zu groß geplant, da ein geringerer Faktor eine kleinere Planungsschablone bedingen würde. Diese müsste wiederum größer gewählt werden, um adäquat angepasst zu werden. Lediglich bei einem fixen VF von 120% wäre die Planung im Schnitt kleiner ausgefallen. Hinsichtlich der mittleren Abweichung bei einem festen Faktor von 110% kann von einer durchschnittlich zu großen Planung von beinahe zwei Prothesengrößen (3,8 mm) ausgegangen werden. Bei einem VF von 115% wäre im Schnitt noch 1,3 mm größer geplant worden. Betrachtet man allerdings die Verteilung der Differenzen, so sind einzelne Abweichungen auch bei den fixen Faktoren von 118% und 120% zu sehen, die bis hin zu 4 Prothesengrößen reichen können (8 mm). Bei Fehlplanungen dieses Ausmaßes sind Komplikationen bei der Implantation oder Beschwerden beim Patienten denkbar. Wenn eine zu große Prothese eingesetzt wird, könnten intraoperative Knochenbrüche im Schaftbereich oder ein Prothesenüberstand die Folge sein. Zu kleine Implantate können sowohl im Femurschaft als auch im Acetabulum sintern und auslockern [54]. Eine genaue präoperative Prothesenplanung spielt aber auch im Hinblick auf die jeweilige Verfügbarkeit von Endoprothesen in speziellen Größen eine wichtige Rolle. Bei groben Fehlplanungen könnten daraus Probleme resultieren, wenn die zuvor geplante Prothesengröße nicht der intraoperativ benötigten Größe entspricht. Dies könnte im Extremfall dazu führen, dass die eigentlich benötigte Größe erst während der OP deutlich würde. Wäre diese Größe nicht im Lager vorhanden, würde sie folglich intraoperativ nicht zur Verfügung stehen.

4.3.3. Vergleich des präoperativ gemessenen Pfannendurchmessers mit dem Durchmesser der implantierten Prothesenkomponente

Der von uns ermittelte Pfannendurchmesser wurde bereits von *Effenberger et al. (2004)* gemessen und vorbeschrieben. Dabei lagen die Messungen, die an anatomischen Präparaten durchgeführt wurden, bei einem MW von 53,1 mm (SD = 4,5 mm, n = 92) bei arthrotisch veränderten Hüftpfannen [12]. Im Vergleich zu unseren Ergebnissen ergab sich keine signifikante Abweichung, woraus wir den Schluss ziehen,

dass unsere Ergebnisse hinsichtlich des Pfannendurchmessers als plausibel anzunehmen sind.

In Abhängigkeit von der Verankerung zeigte sich, wie zu erwarten war, eine deutliche Differenz. Unsere Messungen waren bei zementierter Verankerung im Schnitt 3,1 mm größer als die implantierte Prothese. Dies entspricht weitgehend dem in der Einleitung in Kapitel 1.4.1 beschriebenen Anteil des Zementmantels von mindestens 2 – 3 mm und bedeutet, dass diese Differenz zu erwarten war. Aus diesem Grund wurden die zementierten Verankerungen einzeln bewertet und der zementfreien Verankerung gegenübergestellt. Dies nahm auch Einfluss auf die Differenz je nach Diagnose. Da im Falle der hüftgelenksnahen Frakturen 18 von 24 Hüft-TEPs zementiert verankert wurden, war hierbei die Abweichung deutlich höher, was allerdings auf die Form der Verankerung und nicht auf die Diagnose und damit einhergehende Planungsungenauigkeiten zurückzuführen war.

Die durchschnittliche Abweichung ohne die zementierte Verankerung war mit 0,3 mm sehr gering, allerdings lag die SD mit 3,3 mm bei einem hohen Wert. Bezogen auf die Planungsgenauigkeit war eine Trefferquote von 58% bei ± 2 mm (also einer Prothesengröße) eher unbefriedigend. Erst bei einer Streuung innerhalb von drei Prothesengrößen (± 6 mm) wurden 96,4% der Messungen eingeschlossen. Ähnliche Ergebnisse wurde jedoch in der Literatur unter anderem von *Kniesel und Konstantinidis (2014)* vorbeschrieben, die allerdings eine etwas höhere Genauigkeit von 67% bei \pm einer Prothesengröße erreichten [34]. Dies zeigt eindrücklich die Herausforderung einer genauen Planung. Gründe für die ungenauere Trefferquote in unserer Studie können darin liegen, dass von uns nur eine Messung des Pfannendurchmessers und keine vollständige Planung durchgeführt wurde. Auch die Positionierung des RK und der sich daraus ergebende VF können dabei, wie bereits beschrieben, eine Rolle spielen. Abgesehen davon kann auch die Tiefe und Weite der Ausfräsung vor dem Einbringen der Pfannenkomponente entscheidend sein, die wiederum durch die Dicke der subchondralen Sklerosezone sowie die Knochenqualität beeinflusst wird. Dabei lässt sich weder das Ausmaß der Sklerosezone noch die Knochenqualität im Röntgenbild sicher bewerten [34].

4.3.4. Vergleich von gemessenem und berechnetem analogen

Pfannendurchmesser mit der implantierten Acetabulumkomponente

Ziel dieser Gegenüberstellung soll der direkte Vergleich beider Verfahren mit der implantierten Prothesengröße sein. Mit Hilfe der analogen Planungsfaktoren zeigt sich eine geringere Treffergenauigkeit als bei der digitalen Technik. Auch der starre analoge Faktor von 118% ergab eine Trefferquote von 52,2% bei +/- einer Prothesengröße. In der Literatur wurde die Überlegenheit der digitalen Technik mehrfach beschrieben [18, 34], der direkte Vergleich mit verschiedenen in der analogen Technik genutzten Vergrößerungsfaktoren stand allerdings aus und zeigt hier nun nochmals eine Überlegenheit der neueren Technik. Insgesamt wäre jedoch eine noch genauere präoperative Planung wünschenswert.

Franken et al. (2010) zeigten in einer Vergleichsstudie zwischen vier Referenzsystemen (RK mittig und seitlich, fester VF von 121% und Messung des Abstandes zwischen Trochanter major und Detektor mit Berechnung des VF) eine deutlich genauere Messung bei der Verwendung eines fixen VF von 121% [16]. Mit diesem Wissen könnte der Schritt zurück zum fixen Faktor eine mögliche Alternative zur RK-basierten Technik sein, wir können das mit unseren Messungen aber nicht bestätigen. Eine weitere und sehr ähnliche Möglichkeit ist die Erzeugung eines festen VF, wobei definierte runde Scheiben auf dem Detektor platziert werden [35]. Grundlage für den Durchmesser der Scheiben sind die bereits beschriebenen CT-Messungen, wobei drei verschiedene Scheiben mit unterschiedlichen Ausmaßen genutzt werden, wodurch auf Größe und Statur des Patienten hinsichtlich des VF reagiert werden kann. Die Ergebnisse ihrer Messungen konnten von *Kulkarni et al. (2008)* direkt verglichen werden, da postoperative Röntgenbilder genutzt wurden und der Durchmesser des implantierten Hüftkopfes bekannt war. Es zeigte sich dabei eine genauere Messung gegenüber der Nutzung einer Referenzkugel, sobald ein fixer VF mit Hilfe der Scheibe als Referenzkörper genutzt wurde. Deutlicher Nachteil dieser Planungstechnik ist, dass die Abstände, der VF und damit auch der Durchmesser der Scheiben variieren können und so für jeden Röntgenaufbau neu berechnet werden müssen. Ist dies einmal geschehen, so mag diese Methode eine ernst zu nehmende Alternative darstellen, wobei beachtet werden muss, dass der Röntgenaufbau vor allem in Bezug auf die verwendeten Abstände nicht mehr verändert werden darf, ohne die Scheiben anzupassen.

Sehr genaue Ergebnisse konnten mit Hilfe der Planung an CT-Bildern erfolgen [51]. In 96% der Fälle wurde hier die Pfannen- und Schaftkomponente gewählt, die vorher geplant wurde. Die Strahlenbelastung ließe sich angeblich weit reduzieren, fiel aber vermutlich höher als bei einer Beckenübersichtsaufnahme aus. Abgesehen davon wäre mit steigenden Kosten zu rechnen und die Beurteilung der Beinlänge anhand von anatomischen Landmarken sowie der Gesamteindruck der Hüfte und des Beckens würden dabei verlorengehen.

4.3.5. Schlussfolgerung aus den Ergebnissen der Messungen am Hüftgelenk

Die Frage nach einem genauen, dabei kostengünstigen und für den Patienten schonenden Planungsverfahren wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Unsere Ergebnisse zeigen Schwächen bei den analogen Planungsfaktoren und eine Überlegenheit einer digitalen Messung. Wir empfehlen den Gebrauch der digitalen Planung, die aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken ist. Abgesehen von einer genaueren Planung zeigen sich Vorteile wie die Verfügbarkeit von unterschiedlichsten Prothesentypen und eine deutlich schnellere Bildbearbeitung mit Hilfe der digitalen Technik. Zusätzlich ist die Erstellung von folienbasierten Röntgenbildern überflüssig, was die Kosten deutlich minimiert [31]. Bei Unsicherheiten hinsichtlich des ermittelten VF kann Tabelle 5 (siehe Seite 38) benutzt werden, um den zugehörigen Abstand zwischen RK und Tischebene zu bestimmen und so eine Kontrolle des ermittelten Faktors durchzuführen. Für diese Kontrolle ist eine Angleichung der verwendeten Röntgenabstände an unseren Aufbau essentiell.

Sollte keine Möglichkeit der digitalen Referenzierung vorhanden sein, empfehlen wir einen definierten Faktor von 118% zu verwenden, bei dem es sich um unseren MW handelt. Auch hierbei sollte sichergestellt werden, dass die Abstände aus unserem Röntgenaufbau verwendet werden.

Im Zuge einer Folgestudie könnte durch die Auswertung von postoperativen Beckenübersichtsaufnahmen der präoperativ bestimmte VF überprüft werden. Dabei können durch die Vermessung der implantierten Hüftköpfe nach Prothesenimplantation diese als RK dienen. Abgesehen vom VF könnte so auch der jeweilige Abstand zwischen Tischebene und Hüftzentrum berechnet werden. Mit den gewonnenen Daten wäre eine Plausibilitätsprüfung im Bezug auf den einzelnen Patienten möglich.

4.4. Erhobene Patientendaten mit endoprothetischer Behandlung am Kniegelenk

Das durchschnittliche Alter bei endoprothetischer Behandlung am Kniegelenk stellt sich in der Literatur als nicht einheitlich dar und reicht von 60 Jahren [30], über ein medianes Alter von 70 Jahren [24] bis hin zu 73,3 Jahren [39]. Das schwedische Knieprothesenregister 2016 gibt ein Durchschnittsalter von 68,5 Jahren unter den weiblichen und 68,3 Jahren unter den männlichen Patienten an [61]. Unser MW hinsichtlich des Alters liegt mit 67 Jahren im Mittelfeld, wobei das mittlere Alter der männlichen Patienten mit 66 Jahren von den Patienten des Schwedenregisters abweicht. Die Patientinnen unseres Kollektivs sind hingegen in etwa so alt wie die schwedische Vergleichsgruppe.

Laut dem EPRD von 2016 liegt die Geschlechterverteilung bei 37,2% männlichen zu 62,8% weiblichen Patienten [23]. Dies kommt unserer Geschlechterverteilung von 34,0% männlichen zu 66,0% weiblichen Patienten nahe.

Die primäre Arthrose ist in unserer Studie in über 93% der Fälle Grund für den Gelenkersatz. In Schweden zeigte sich bei der Auswertung von 12.903 Patientendaten, dass 95,9% auf eine primäre Arthrose, etwa 1,2% auf eine posttraumatische Arthrose und ca. 1,8% auf eine rheumatoide Arthritis zurückzuführen waren [61].

Zusammenfassend stellen wir eine gute Vergleichbarkeit unseres Patientenkollektivs zu anderen Studien fest. Kleinere Abweichungen können auf eine für bestimmte epidemiologische Fragestellungen vermutlich zu geringe Patientenzahl der zu vergleichenden Erhebungen zurückgeführt werden.

4.5. Ergebnisse der Messungen am Kniegelenk

4.5.1. Der digitale Vergrößerungsfaktor der Ganzbeinstandaufnahme (a.p.)

In der Literatur wurden verschiedene analoge Faktoren verwendet, mit z. T. bescheidenen Erfolgen. Ein definierter Faktor von 115% zeigte dabei allerdings deutlich ungenauere Ergebnisse als ein fixer Faktor von 110% [1, 28, 62]. Selbst mit einem starren VF von 110% wurde allerdings im Schnitt noch eine Prothesengröße zu klein geplant [62], was sich mit unseren Ergebnissen deckt. Entscheidend für die Größe des VF ist hierbei erneut der verwendete Abstand zwischen Fokus und Detektor. Leider wurde dieser Abstand von *The et al. (2005)* nicht angegeben [62]. *Arora et al. (2005)* wählten einen Abstand von 40 Inches [1], was 101,6 cm entspricht, und *Howcroft et al. (2006)* gaben 1 m an [28]. Beide Angaben lagen somit deutlich unter den von uns genutzten 270 cm. Kleinere Abstände können hierbei einen größeren VF ergeben. Dennoch hat es den Anschein, dass der fixe VF von 110% auch bei diesen geringeren Abständen als zu groß zu werten war. Als Grund hierfür kann, die bei einem zu hoch gewählten VF entsprechend größere Planungsschablone angesehen werden, die bei der Planung eine kleinere Prothesengröße bedingt. Im Gegensatz dazu wurde auch eine eher zu große Planung bei einem starren VF von 110% beschrieben [34]. Leider fehlten auch dabei genau Abstandsangaben, um diese Ergebnis einordnen zu können.

Die geringe Streuung innerhalb unserer Messwerte mit einer SD von 1,7% wird von uns als Hinweis für ein solides Ergebnis gewertet. In Kombination mit der hohen Anzahl an Messwerten ($n = 150$) sehen wir hier eine deutliche Stärke unserer Studie. Sowohl der maximale, als auch der minimale Wert in Bezug auf den Abstand des RK zum Wandstativ können durch Kniegelenksdeformitäten, wie ein Streckdefizit bzw. eine Überstreckung begründet werden. Da die Ganzbeinstandaufnahme im Stehen angefertigt wird, kann sich ein erhöhter Abstand zum Wandstativ und somit auch zum Detektor ergeben, ähnlich wie bei der Beckenübersichtsaufnahme im Stehen [4]. Auch anhand unseres Versuchsaufbaus aus Kapitel 4.1.2 erscheint unser Ergebnis als plausibel. Gerade in Bezug auf den genauen VF bei der Ganzbeinstandaufnahme besteht allerdings noch Forschungsbedarf, um unsere Ergebnisse bestätigen bzw. vergleichen zu können, da zum Zeitpunkt der Veröffentlichung dieser Studie keine Vergleichsstudie zu diesem Thema vorlag.

Aus unserem Vergleich mit den analogen VF von 107,5%, 110% und 115% wird deutlich, dass im Vergleich zu unserer Messung mit dem analogen Verfahren zu klein geplant worden wäre. Bei 115% wäre die Planung durchschnittlich 5,2 mm, also annähernd zwei Prothesengrößen zu klein ausgefallen.

4.5.2. Vergleich der präoperativ gemessenem m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus mit der Größe der implantierten Tibiakomponente

Unsere Messungen des Tibiaplateaus konnten so in der Literatur nicht direkt bestätigt werden, da keine Vergleichsstudie an europäischen Patienten vorhanden war. Anhand von 24 anatomischen Präparaten japanischer Körperspender wurde ein mittlerer m.l. Plateaudurchmesser von 68,3 mm (SD = 5,5 mm) erhoben [29], der deutlich von unserem MW, der bei 74,2 mm lag, abwich. Da die deutsche Bevölkerung in Bezug auf die Körpergröße über 10 cm größer als die japanische ist, kann von einer plausiblen Messung unsererseits ausgegangen werden [42, 53]. Zusammenfassend war der Durchmesser des Tibiaplateaus unserer Studiengruppe im Schnitt um etwa 6 mm größer. Prothesenhersteller bieten aufgrund der durchschnittlich geringeren Körpergröße unter Asiaten auch extra kleine Varianten ihrer Implantate an (*persönliche Kommunikation Fa. Smith&Nephew*).

In Bezug auf die Planungsgenauigkeit mit Hilfe der digitalen Referenzierung und Prothesenauswahl zeigt sich innerhalb der Literatur eine größere Treffergenauigkeit als in unserer Studie. *The et al. (2005)* geben hierbei eine genaue Übereinstimmung von Planung zur Größe der Tibiakomponente von 52% an und eine 94%ige Trefferquote, sobald alle Werte +/- einer Prothesengröße eingeschlossen werden [62]. *Peek et al. (2012)* erreichen eine genau Vorhersagbarkeit von 60% (100% bei +/- einer Prothesengröße) und *Kniesel et al. (2014)* geben sogar eine in 72% exakte (96% bei +/- einer Prothesengröße) Übereinstimmung von Planung zu Implantatgröße an [34, 44]. Eine noch höhere Planungsgenauigkeit konnte mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT) erreicht werden. Bei diesen Aufnahmen lag die Genauigkeit der Bestimmung der später verwendeten Prothesengröße bei 93% [30], wobei vermutlich der Zeitaufwand und damit auch die Kosten deutlich höher waren, als es bei der Ganzbeinstandaufnahme der Fall war.

In unserer Studie liegt die Übereinstimmung von Messung zu Prothesengröße bei 78,1%, sobald Differenzen bis +/- eine Prothesengröße und 94,2% sobald Abwei-

chung bis +/- zwei Prothesengrößen eingeschlossen werden. Unsere Messung war dabei in 76,4% größer als das Implantat. Möglich ist, dass die Tibiakomponente intraoperativ tendenziell kleiner gewählt wurde, um einen Überstand der Prothese über den Knochen zu vermeiden. Gerade bei größeren knöchernen Verhältnissen zeigt sich, dass eher eine kleinere Prothese gewählt wurde. Zusätzlich ergibt sich aus Tabelle 1 (siehe Seite 31), dass der Abstand zwischen den einzelnen Prothesengrößen (unter Verwendung der Prothese: Genesis II CR bzw. PS, Fa. Smith & Nephew) ab Größe 6 (m.l. Durchmesser: 77 mm) auf 4 mm steigt. Bedingt dadurch kann im Zweifelsfall die Entscheidung zu einer kleineren Prothesengröße die Differenz zu unserer Messung vergrößern.

Konkret könnte die Lagerhaltung anhand unserer Ergebnisse so eingeschränkt werden, dass lediglich +/- 2 Prothesengrößen vorrätig sein sollten. Dabei wäre die jeweilige Größe in 94,2% der Fälle verfügbar. Dies könnte eine Kostenersparnis hinsichtlich der Lagerhaltung ergeben.

4.5.3. Berechnete analoge und gemessene digitale Werte jeweils im Vergleich zur implantierten Prothesengröße der Tibiakomponente

Bei der Betrachtung der durchschnittlichen Differenzen zwischen unseren Messungen und den Implantaten ergaben sich vergleichbare Ergebnisse zwischen der digitalen Planung und einem fixen Faktor von 107,5%. Dieses Ergebnis verschiebt sich jedoch zugunsten des analogen Faktors, sobald die Übereinstimmung innerhalb von Abweichungsbereichen in Prothesengrößen untersucht wird. Gerade der Faktor von 107,5% zeigt hierbei bessere Ergebnisse. Eine höhere Planungsgenauigkeit würde man allerdings mit unserem MW von 106,9% erreichen. Dieser Wert ergibt im Vergleich zum Faktor 107,5% eine genaue Trefferquote von 35% jedoch von 99%, sobald eine Abweichung von einer Prothesengröße (+/-) toleriert wird. Wichtig ist dabei, die von uns verwendeten Einstellungen hinsichtlich der Röntgenabstände zu beachten, da sich sonst andere Faktoren ergeben können.

Unsere Daten sprechen somit im Hinblick auf die Planung von Endoprothesen am Kniegelenk nicht für eine Überlegenheit der digitalen Planung. Dies gilt zumindest innerhalb unseres Studiendesigns.

4.5.4. Schlussfolgerung aus den Ergebnissen der Messungen am Kniegelenk

Unsere Ergebnisse zeigten, dass die analoge Planung in Bezug auf die Tibiakomponente gute Planungsergebnisse erbringen kann. Entscheidend ist hierbei die Wahl eines definierten Faktors, der zu der jeweiligen Röntgeneinstellung passt. Wir würden nicht den Schluss ziehen, dass eine Rückkehr zur analogen, schablonenbasierten Planung anzustreben wäre, vielmehr könnten die Stärken beider Verfahren kombiniert werden. Deutlicher Vorteil der digitalen Planung und Bildbearbeitung hinsichtlich der Endoprothesenplanung am Kniegelenk ist dabei die schnelle und einfache Analyse von Kniegelenksdeformitäten und die Bestimmung sowie Korrektur der anatomischen und mechanischen Beinachse. Abgesehen davon ist die klinikweite Verfügbarkeit durch die Integration digitaler Medien in den Klinikalltag ein weiterer entscheidender Vorteil der digitalisierten Röntgenbilder [31]. Unsere Empfehlung, wäre daher, einen definierten VF zu nutzen. Dieser lag in unserem Fall bei 106,9% und wäre theoretisch auch auf andere Kliniken übertragbar, vorausgesetzt, die von uns genutzten Röntgenabstände werden beibehalten. Sobald die genutzte Planungssoftware die Option bereit hält, einen VF manuell einzugeben, wäre dies problemlos möglich. Somit könnten Platzierung und Vermessung eines RK vermieden werden, was eine Zeitersparnis bedeuten würde.

Da sich durch Deformitäten des Kniegelenkes, wie beispielsweise ein Streckdefizit, erhöhte Abstände zum Detektor ergeben können, könnte die von *Kulkarni et al. (2008)* im Bezug auf das Hüftgelenk beschriebene Alternative der Referenzierung bzw. Bildkalibrierung in diesen Fällen empfehlenswert sein [35]. Dabei kann durch die Verwendung von drei verschiedenen großen Scheiben auf unterschiedliche Abstände zwischen Gelenkzentrum und Detektor reagiert werden. Auch hier ergibt sich dann der Nachteil, dass die Röntgenabstände beibehalten werden sollten. Allerdings bildet die jeweilige Scheibe wiederum einen RK auf jeder Röntgenaufnahme. Möglich wäre in speziellen Fällen auch die Platzierung eines RK mit anschließender Kalibrierung, um auf veränderte z. B. stellungs- oder weichteilbedingte Abstandsänderungen zum Detektor einzugehen. In dem konkreten Vorgehen in speziellen Fällen besteht, vor allem hinsichtlich der Planungsgenauigkeit, noch ein Bedarf an Folgestudien.

4.6. Fehlerdiskussion

Da die Platzierung des RK für unsere Studie von essentieller Bedeutung ist, wäre rückblickend eine genauere Kontrolle der Lage wünschenswert. Dabei könnte entweder ein weiterer RK auf der Röntgenaufnahme als Kontrolle oder eine von einem anderen Untersucher angefertigte Kontrollgruppe zur Bewertung der Ergebnisse hilfreich sein. Auch die Verwendung postoperativer Röntgenbilder könnte, wenn der implantierte Hüftkopf als RK genutzt werden kann, eine Option darstellen, da der Prothesenkopf in der Gelenkebene liegen sollte.

Die von uns durchgeführte Röntgenversuchsreihe zur Messung des VF bei definierten Detektorabständen liefert zwar eindeutige Ergebnisse, eine mögliche Erweiterung des Versuchsaufbaus könnte eine größere Anzahl an unterschiedlichen Abständen zwischen RK und Tischebene darstellen, um die Fehleranfälligkeit zu minimieren.

Die durchgeführten Messungen wurden zwar als Planungswerte behandelt, werden dieser Funktion aber nicht vollständig gerecht. Genauer hätte hier eine tatsächliche Vergleichsplanung von Knie- und Hüft-TEP sein können. Dies hätte eine bessere Vergleichbarkeit zu den jeweils implantierten Prothesenkomponenten und zur Literatur schaffen können.

Die Daten von Körpergröße und Gewicht (zur Berechnung des Body Mass Index) wurden von uns nicht miterfasst. Da sich bedingt durch die körperlichen Ausmaße auch der Anteil des Weichteilmantels im Bereich des Beckens und des Kniegelenkes verändern kann, hätte so im Rahmen einer multivarianten Analyse ein möglicher Einfluss auf den VF und die Planungsgenauigkeit untersucht werden können.

5. Zusammenfassung

Totalendoprothetische Eingriffe an Knie- und Hüftgelenk sind in Deutschland etablierte Verfahren und routinemäßige Eingriffe. Die hohe Anzahl der jährlich durchgeführten Operationen dieser Art zeigt, wie wichtig die stetige Kontrolle und Verbesserung der mit diesem Eingriff verbundenen Vorbereitung ist. Die präoperative Prothesenplanung ist dabei ein essentieller Bestandteil, um die Rate an Komplikationen so gering wie möglich zu halten. Vor allem durch die Digitalisierung der medizinischen Röntgendiagnostik hat sich das Vorgehen bei der Planung weiterentwickelt. Zum Ausgleich der Strahlendivergenz wurde ein auf einem Referenzkörper (RK) basierendes digitales System entwickelt, das einen für jede Röntgenaufnahme spezifischen Vergrößerungsfaktor (VF) erstellt. Dieses System löste die schablonenbasierte, analoge Planung ab, die auf definierten Faktoren basierte.

Ziel unsere Studie war es, beide Planungsverfahren hinsichtlich der Planungsgenauigkeit zu vergleichen, um Stärken und Schwächen zu beleuchten. Außerdem sollten Verbesserungen und Präzisierungen der Planung untersucht werden. Dazu führten wir eine Röntgenversuchsreihe durch, in der die Auswirkungen einer Fehlplatzierung des RK im Mittelpunkt standen. Anschließend wurden retrospektiv personenbezogene Daten und präoperative Röntgenaufnahmen von 300 Patienten gesammelt, die zwischen Oktober 2010 und September 2011 in der Klinik für Spezielle Orthopädische Chirurgie und Unfallchirurgie des Auguste-Viktoria-Klinikums Berlin eine Knie- ($n = 150$) oder Hüftgelenksendoprothese ($n = 150$) erhielten. Die Aufnahmen nutzten wir dabei zur jeweiligen Bestimmung des VF, des Hüftpfannendurchmessers und des Durchmessers der tibialen Gelenkfläche am Kniegelenk. Für den Vergleich zur analogen Planung berechneten wir, welche Durchmesser mit den in der analogen Planung verwendeten starren VF von 107,5%, 110%, 115%, 118% und 120% gemessen worden wären.

Abgesehen von der verwendeten Technik zeigte sich, dass auch der Röntgenaufbau und die dabei verwendeten Abstände (Fokus zu Detektor und Objekt zu Detektor) in Bezug auf den VF eine Rolle spielen können. Der Vorteil der referenzkörperbasierten Planung, veränderte Abstände ausgleichen zu können, kommt aufgrund der kleineren Röntgenabstände eher bei Beckenübersichtsaufnahmen zum Tragen. Unsere Röntgenversuchsreihe zeigte eine höhere Fehleranfälligkeit hinsichtlich der Platzie-

rung des RK am Hüftgelenk. Gerade im Fall der Beckenübersichtsaufnahme ist die genaue Lage des RK im Verhältnis zum Hüftgelenkzentrum schwer zu eruieren, was leichter zu Fehlplatzierungen führen kann. Eine Fehlplatzierung kann bei einer vertikalen Verschiebung von 3 cm bereits zu einem Planungsfehler von nahezu \pm einer Prothesengröße ($\pm 1,8$ mm) führen. Im Falle des Kniegelenkes müsste es aufgrund veränderter Röntgenabstände zu einer vertikalen Fehlplatzierung von 10 cm kommen, um einen Planungsfehler von einer Prothesengröße ($\pm 3,0$ mm) zu erreichen.

Unsere Daten der Patienten mit Behandlung am Hüftgelenk zeigten eine Überlegenheit der digitalen Planung gegenüber der analogen Variante. Der analoge Planungsfaktor von 118% entsprach dabei unserem Mittelwert (MW) zeigte aber im Vergleich schlechtere Ergebnisse, da eine individuelle Anpassung nicht möglich war. Wir empfehlen den Planungsfaktor von 118% zu verwenden, sollte keine digitale Planung möglich sein. In diesem Fall sollten die in dieser Studie verwendeten Röntgenabstände eingehalten werden. In unserem Aufbau zur Erstellung einer Beckenübersichtsaufnahme in a.p. lagen diese Abstände zwischen Fokus und Detektor bei 110 cm und zwischen Tischebene und Detektor bei 7 cm.

Anhand der Ganzbeinstandaufnahmen war die Übereinstimmung von Messung und implantierter Prothese unter Verwendung festgelegter analoger Planungsfaktoren größer. Die von uns durchgeführten Messungen des Tibiaplateaus zeigten dabei einen größeren Abstand zu den implantierten Tibiakomponenten, als dies unter Verwendung des fixen Planungsfaktors von 107,5% oder unseres MW von 106,9% der Fall gewesen wäre.

Wir empfehlen hier die Verwendung eines festen VF von 106,9%, wenn die Abstände aus unserem Röntgenaufbau genutzt werden (Fokus - Detektor: 270 cm, Tischebene - Detektor: 7 cm). Der VF sollte manuell in der verwendeten Planungssoftware einzustellen sein und würde die aufwendige Positionierung des RK und dessen Vermessung überflüssig machen. In Einzelfällen mit deutlich erhöhten oder erniedrigten Abständen zwischen Gelenkzentrum und Detektor könnte auf eine RK-basierte Kalibrierung zurückgegriffen werden.

6. Abstract

Total endoprosthesis surgery of the knee and hip joints are established procedures and routine surgeries in Germany. The high number of annually conducted surgeries is indicative for the importance of continuously monitoring and improving the repertoire of procedures associated with such surgery. In particular, pre-surgery prosthetic templating is an essential factor for minimising the rate of complications. Foremost due to the digitalisation of medical X-ray diagnostics, the approach in the pre-surgery templating stages of the procedure has evolved. A digital system based on a reference object (RK), which determines a specific magnification factor (VF) for each X-ray image was developed to compensate for beam divergence. This system has since replaced template-based, analogue prosthetic planning.

The aim of our study was to compare both templating techniques with respect to their accuracy and to illustrate their respective strengths and weaknesses. Further, improvements and specifications of the templating techniques were evaluated. To this end, we conducted a series of X-ray experiments focusing on the effects of incorrect positioning of the RK. Subsequently the personal details and pre-surgery X-ray images of 300 patients, who received a knee endoprosthesis ($n = 150$) or a hip endoprosthesis ($n = 150$) at the Clinic for Special Orthopaedic and Trauma Surgery of the Auguste-Viktoria-Clinic Berlin between October 2010 and September 2011 were collected retrospectively. The images were used to determine the respective VF, the diameter of the acetabulum and the diameter of the tibial joint surface of the knee. For comparison with analogue templating, we calculated which diameters would have been measured in the analogue technique using the fixed VF of 107.5%, 110%, 115%, 118% and 120%.

Irrespective of the applied templating technique, it became apparent that also the X-ray set-up and the resulting distances (i.e. focus area to detector and object to detector distances) may play a role in relation to the VF. The advantage of the RK-based approach, namely to be able to adjust for changed distances, is of greater relevance when taking overview images of the pelvis due to the smaller X-ray distances. Our X-ray series shows an increased propensity for error with respect to the placing of the RK at the hip joint. In particular, when taking overview images of the pelvis the exact position of the RK in relation to the centre of the hip joint is difficult to deter-

mine, which, in turn, may favour erroneous placing. Erroneous placing leading to a vertical displacement of 3 cm can already lead to a templating error of almost \pm one prosthetic size (± 1.8 mm). In case of the knee joint, a vertical displacement of 10 cm would be required to result in a templating error of one prosthetic size (± 3.0 mm).

Our data relating to patients with hip joint treatment show superiority of digital templating versus the analogue technique. The analogue templating factor of 118% corresponded to our average (MW) but lead to worse results as individual adjustments were not possible. We recommend using the templating factor of 118% if digital templating is not available. In such cases the X-ray distances used in the present study should be adhered to. In our set-up for taking overview images in a.p., the distances were 110 cm between focus and detector and 7 cm between table level and detector.

Based on images of the whole leg in a standing position the match of measurement of implanted prosthetics was better when using fixed analogue templating factors. The measurements of the tibia plateau showed a greater distance to the implanted tibia components as it would have been the case using the fixed templating factors of 107.5% or our average of 106.9%. We recommend the use of a fixed VF of 106.9%, if the distances of our X-ray set-up are being used (focus - detector: 270 cm, table level - detector: 7 cm). If it is possible to manually adjust the VF in the templating software, it would make the complicated positioning of the RK and its measurement superfluous. In individual cases with significantly increased or reduced distances between joint centre and detector a RK-based calibration could be reverted to.

7. Literaturverzeichnis

- (1) Arora J., Sharma S. und Blyth M. The role of pre-operative templating in primary total knee replacement. *Knee surgery sports traumatology arthroscopy official journal of the ESSKA*. 13, 3 (Apr. 2005), 187–189.
- (2) Baker J.F., Vioreanu M.H. und Khan H. Smith-Petersen Vitallium mould arthroplasty: A 62-YEAR FOLLOW-UP. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 93, 9 (2011), 1285–1286.
- (3) Bayne C.O., Krosin M. und Barber T.C. Evaluation of the Accuracy and Use of X-Ray Markers in Digital Templating for Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 24, 3 (2009), 407–413.
- (4) Boese C.K., Lechler P., Rose L., Dargel J., Oppermann J., Eysel P., Geiges H. und Bredow J. Calibration Markers for Digital Templating in Total Hip Arthroplasty. *PloS one*. 10, 7 (Jan. 2015), e0128529.
- (5) Bonnaire F., Straßberger C., Kieb M. und Bula P. Osteoporotic fractures of the proximal femur. What's new? *Der Chirurg: Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizen*. 83, 10 (Oct. 2012), 882–91.
- (6) Bortz J. und Döring N. *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler*. Springer 2006, Heidelberg.
- (7) Charnley J. Anchorage of the Femoral Head Prosthesis. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 42-B, 1 (1960), 28 – 30.
- (8) Charnley J. Arthroplasty of the Hip - A new Operation. *The Lancet*. 277, 7187 (May 1961), 1129–1132.
- (9) Charnley J. *Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice*. Springer Berlin/Heidelberg (1979).
- (10) Chiari K., Zweymüller K., Paltrinieri M., Trentani C. und Stärk N. Eine keramische Hüfttotalendoprothese zur zementfreien Implantation. *Archiv für Orthopädische und Unfallchirurgie*. 89, 3 (1977), 305–313.
- (11) Claes, L., Kirschner, P., Perka, C. und Rudert, M. *AE-Manual der Endoprothetik*. Springer Berlin Heidelberg (2012).
- (12) Effenberger H., Koebeke J., Wilke R., Hautmann J., Witzel U., Imhof M. und Richolt,

- J. Acetabulumform und zementfreie Hüftpfannen: Vergleich von Arthroacetabula mit Implantatformen. *Orthopäde*. 33, Projektnummer 8662 (2004), 1042–1050.
- (13) Eggli S., Pisan M. und Müller M.E. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 80, (1998), 382–390.
 - (14) Faggioni L., Neri E., Castellana C., Caramella D. und Bartolozzi C. The future of PACS in healthcare enterprises. *Europe. Journal of Radiology*. 78, (2011), 253–258.
 - (15) Fottner A., Steinbrück A., Volkmer E., Haasters F., Mazooschian F. und Jansson V. Implant position of total hip arthroplasty shafts: Establishment of a new method for comparison between planned and achieved shaft positions. *Der Orthopäde*. 41, 7 (Jul. 2012), 552–9.
 - (16) Franken M., Grimm B. und Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 92, (2010), 136–41.
 - (17) Galla M. und Lobenhoffer P. Achsenfehlstellungen - Knie. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2, 01 (2007), 21–40.
 - (18) Gamble P., de Beer J., Petruccelli D. und Winemaker M. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 25, 4 (2010), 529–532.
 - (19) Garellick G., Kärrholm J., Lindahl H., Malchau H., Mohaddes M., Rogmark C. und Rolfson O. Svenska Höftprotesregistret - Årsrapport 2015. Lund (2016)
 - (20) Garellick G., Kärrholm J., Lindahl H., Malchau H., Rogmark C. und Rolfson O. Swedish Hip Arthroplasty Register - Annual Report 2013. Lund (2014)
 - (21) Gierer P. und Mittlmeier T. Schenkelhalsfraktur. *Der Unfallchirurg*. 118, 3, (Feb. 2015), 259–270
 - (22) Gluck, T. Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defecten höherer Gewebe, sowie über die Verwerthung. Schattauer (1988).
 - (23) Grimberg A., Jansson V., Liebs T., Melsheimer O. und Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland - Jahresbericht 2015. Berlin (2016)
 - (24) Grothaus F.-J., Hassenpflug J., Jansson V., Liebs T.R., Mannel H., Melsheimer O.

- und Went M. Statusbericht 2014 Mit Sicherheit mehr Qualität. Berlin (2015)
- (25) Haas H., Grifka J., Günther K.-P., Heller K.-D., Niethard F.U., Windhagen H., Ebner M. und Mittelmeier W. Zertifizierung von Endoprothetischen Versorgungszentren in Deutschland. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (2013)
 - (26) Haboush E.J. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. Bulletin of the Hospital for Joint Diseases. 14, 2 (Oct. 1953), 242–77.
 - (27) HecTec GmbH. Handbuch mediCAD Classic - orthopädische Planungssoftware Version 2.55. (2013).
 - (28) Howcroft D.W.J., Fehily M.J., Peck C., Fox A., Dillon B. und Johnson D.S. The role of preoperative templating in total knee arthroplasty: Comparison of three prostheses. Knee. 13, (2006), 427–429.
 - (29) Iriuchishima T., Ryu K., Aizawa S. und Fu F.H. 2015. Size correlation between the tibial anterior cruciate ligament footprint and the tibia plateau. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 23, 4 (2015), 1147–1152.
 - (30) Issa K., Rifai A., Mcgrath M.S., Callaghan J.J., Malkani A.L., Mont M.A., Mcinerney V.K. und Wright C. Reliability of Templating with Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. 1, 212 (2013), 429–434.
 - (31) Jamali A. Digital Templating and Preoperative Deformity Analysis with Standard Imaging Software. Clinical Orthopaedics and Related Research. 467, 10 (Oct. 2009), 2695–2704.
 - (32) Kirschner S. Indication criteria and epidemiology of joint replacement. Zeitschrift für Evidenz, Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen. 105, 2 (Jan. 2011), 143–5.
 - (33) Kirschner S. und Lützner J. Primäre Endoprothetik am Kniegelenk. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date. 3, 03 (2008), 177–194.
 - (34) Kniesel B. und Konstantinidis L. Digital templating in total knee and hip replacement: an analysis of planning accuracy. (2014), 733–739.
 - (35) Kulkarni A., Partington P., Kelly D. und Muller S. Disc calibration for digital templating in hip replacement. The Journal of bone and joint surgery. British volume. 90, 12 (2008), 1623–6.
 - (36) Lemke H.U. Short history of PACS (Part II: Europe). European Journal of Radiolo-

gy. 78, (2011), 177–183.

- (37) Lintner F., Zweymüller K., Böhm G. und Brand G. Reactions of surrounding tissue to the cementless hip implant Ti-6Al-4V after an implantation period of several years. Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery. 107, 6 (Nov. 1988), 357–363.
- (38) Lohmann R., Haid K., Stöckle U. und Raschke M. Epidemiology and perspectives in traumatology of the elderly. Der Unfallchirurg. 110, 6 (Jun. 2007), 553–60; quiz 561–2.
- (39) Matsumoto T., Muratsu H., Tsumura N., Mizuno K., Kurosaka M. und Kuroda, R. Soft Tissue Balance Measurement in Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty With a Navigation System. Journal of Arthroplasty. 24, 3 (2009), 358–364.
- (40) Mayer S., Vitzthum K., Schöffel N., Groneberg D.A. und Spallek, M. Arthrose - zum aktuellen Kenntnisstand über die Ätiologie, Diagnose und Therapie. Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie. 60, 5 (Mar. 2014), 154–168.
- (41) McKee G.K. und Watson-Farrar J. REPLACEMENT OF ARTHRITIC HIPS BY THE McKEE-FARRAR PROSTHESIS. J Bone Joint Surg Br. 48-B, 2 (May 1966), 245–259.
- (42) Mumdzhev und Milko. Erster Zwischenbericht zur Studie: Körpergröße als Indikator sozialer Ungleichheit. Nürnberger Beiträge zur Sozial- und Wirtschaftsforschung 03/10. (2010).
- (43) Oddy M.J., Jones M.J., Pendegrass C.J., Pilling J.R. und Wimhurst, J. Assessment of reproducibility and accuracy in templating hybrid total hip arthroplasty using digital radiographs. The Journal of bone and joint surgery. British volume. 88, 5 (2006), 581–5.
- (44) Peek A.C., Bloch B. und Auld J. How useful is templating for total knee replacement component sizing? The Knee. 19, 4 (2012), 266–269.
- (45) Peters P.E. und Wiesmann W. Digitale Bildarchivierungs- und Kommunikationssysteme (PACS). 49 (1991).
- (46) Reimers T.C. Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. Organ der Deutschen Gesellschaft für Plastische und Wiederherstellungs-Chirurgie. Springer Berlin Heidelberg. 2–14, (1970).

- (47) Ring P. Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. J Bone Joint Surg Br. (1968).
- (48) Robert Koch-Institut (Hrsg). Demografische Alterung und Folgen für das Gesundheitswesen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes Kernaussagen. (2012).
- (49) Robert Koch-Institut (Hrsg). Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 54 Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. (2013).
- (50) Robert Koch-Institut und Statistisches Bundesamt. Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. (2014).
- (51) Sariali E., Mauprivez R., Khiami F., Pascal-Mousselet H. und Catonné Y. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research. 98, 2 (2012), 151–158.
- (52) Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Schenkelhalsfraktur - Diagnosedaten der Krankenhäuser nach Wohnsitz (ICD10-4-Steller, 2013)
- (53) Shimizu N., Nagata C., Shimizu H., Kametani M., Takeyama N., Ohnuma T. und Matsushita S. Height, weight and alcohol consumption in relation to the risk of colorectal cancer in Japan: a prospective study. (2003), 1038–1043.
- (54) Sinclair V.F., Wilson J., Jain N.P.M. und Knowles D. Assessment of Accuracy of Marker Ball Placement in Pre-operative Templating for Total Hip Arthroplasty. Journal of Arthroplasty. 29, 8 (2014), 1658–1660.
- (55) Smith-Petersen M.N. EVOLUTION OF MOULD ARTHROPLASTY OF THE HIP JOINT. J Bone Joint Surg Br. 30-B, 1 (Feb. 1948), 59–75.
- (56) Söder S. und Aigner T. Osteoarthritis. Etiology, typing, staging and histological grading. Der Pathologe. 32, 3 (May 2011), 183–92.
- (57) Statistisches Bundesamt. Gesundheit - Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fall pauschalen und Case Mix der voll stationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern. 49, 0 (2014).
- (58) Statistisches Bundesamt. Statistisches Bundesamt Gesundheit, Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern.

Fachserie , Reihe 6.4 (2015).

- (59) Steinhagen J., Petersen J.P. und R  ther W. Conventional X-rays and conventional tomography in orthopaedics. Current status. Der Orthopade. 35, 6 (2006), 605–615.
- (60) Sundberg M., Lidgren L., W-Dahl A. und Robertson O. Annual Report 2015 - Swedish Knee Arthroplasty Register, Schweden, Lund (2015)
- (61) Sundberg M., Lidgren L., W-Dahl A. und Robertson O. Swedish Knee Arthroplasty Register - Annual Report 2016, Schweden, Lund (2016)
- (62) The B., Diercks R.L., Van Ooijen P.M. und Van Horn J.R. Comparison of analog and digital preoperative planning in total hip and knee arthroplasties. A prospective study of 173 hips and 65 total knees. Acta Orthopaedica. 76, 1 (Feb. 2005), 78–84.
- (63) The B., Diercks R.L., Stewart R.E., van Ooijen P.M. und van Horn J.R. Digital correction of magnification in pelvic x rays for preoperative planning of hip joint replacements: Theoretical development and clinical results of a new protocol. Medical Physics. 32, 2005 (2005), 2580.
- (64) Wessinghage D. Themistocles Gluck: Von der Organexstirpation zum Gelenkersatz. Dt.   rztebl. 92, 33 (1995), A–2180–2184.
- (65) White S.P., Bainbridge J. und Smith E.J. Assessment of magnification of digital pelvic radiographs in total hip arthroplasty using templating software. Annals of the Royal College of Surgeons of England. 90, (2008), 592–596.
- (66) Wiesner V.G. Osteoporose - Ein priorit  res Gesundheitsproblem mit vielen offenen Fragen. Bundesgesundheitsblatt. 41, 6 (1998), 244–249.
- (67) Wiles P. The surgery of the osteo-arthritic hip. British Journal of Surgery. 45, 193 (Mar. 1958), 488–497.
- (68) Wimsey S., Pickard R. und Shaw G. Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. A prospective trial of two methods. The Journal of bone and joint surgery. British volume. 88, (2006), 1508–12.
- (69) Wintermantel E. und Stöver M. Medizintechnik–Life Science Engineering: Kap. 74: Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik. S. 1667-1697 (2009).
- (70) Wirtz D.C. Hip dysplasia. Operative Orthopädie und Traumatologie. 25, 5 (Oct. 2013), 416.

8. **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Zeichnungen einer der ersten Endoprothesen aus Elfenbein	10
Abbildung 2: Beispiel für eine Planungsschablone zur präoperative Planung der Schaftkomponente einer Hüftprothese mit Angabe eines VF (Magnification) von 1,15:1 (115%)	14
Abbildung 3: Übersicht der digitale Planung einer Hüft-TEP mit Hilfe der Planungssoftware mediCAD	15
Abbildung 4: Vorgehen bei der Implantation einer Hüft-TEP	19
Abbildung 5: Planung und Lage der Prothesenkomponenten am Kniegelenk	20
Abbildung 6: Versuchsanordnung der Referenzkugeln	23
Abbildung 7: Messung des Pfannendurchmessers am Hüftgelenk	28
Abbildung 8: Messung des Durchmessers der tibialen Gelenkfläche	29
Abbildung 9: Alterspyramide der Patienten mit Hüft-TEP	35
Abbildung 10: Anzahl der Patienten nach Alter mit unterschiedlichen Diagnosen	36
Abbildung 11: Mittlere Abweichung zwischen gemessenen digitalen und berechneten analogen Durchmesser des Acetabulums in Abhängigkeit von den verwendeten Planungsfolien	39
Abbildung 12: Abweichungen zwischen digital gemessenen Acetabulumdurchmessern und berechneten analogen Werten bei unterschiedlichen analogen Vergrößerungsfaktoren	40
Abbildung 13: Häufigkeitsverteilung der Differenzen zwischen gemessenem Pfannendurchmesser und implantierter Pfannenkomponente	41
Abbildung 14: Differenz zwischen der Messung des Acetabulums und der Prothesenkomponente in Abhängigkeit von der Art der Verankerung	42
Abbildung 15: Differenz zwischen gemessenem Hüftpfannendurchmesser und implantierter Prothesenkomponente in Abhängigkeit zur jeweiligen Diagnose	43

Abbildung 16: Differenz zwischen gemessenem Hüftpfannendurchmesser und implantierter Prothesenkomponente in Abhängigkeit der jeweiligen Diagnose ohne zementierte Verankerung	44
Abbildung 17: Differenzen zwischen digitalen Messungen und berechneten analogen Durchmessern jeweils zu den implantierten Pfannenkomponenten (unter Berücksichtigung der Verankerung)	45
Abbildung 18: Alterspyramide der Patienten mit Knie-TEP	46
Abbildung 19: Mittlere Differenz zwischen gemessenen digitalen und berechneten analogen m.l. Durchmessern des Tibiaplateaus	48
Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der Differenz zwischen digital gemessenem und berechnetem analogen m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus bei analogen VF von 107,5%, 110% und 115%	49
Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der Differenzen zwischen gemessenem m.l. Durchmesser des Tibiaplateaus und der implantierten Tibiakomponente	50
Abbildung 22: Punktwolke der Differenzen zwischen digitaler Messung und implantierter Tibiakomponente in Abhängigkeit von der Prothesengröße	51
Abbildung 23: Mittlere Differenz zwischen unserer Messung und der Tibiakomponente, sowie den berechneten analogen Werten und der Tibiakomponente	52

9. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Fünf gängige Tibiakomponenten mit m.l. Durchmessern	31
Tabelle 2: Aufbau, Entfernung des RK und VF bei Beckenübersichtsaufnahmen	33
Tabelle 3: Aufbau, Entfernung des RK und VF bei Ganzbeinstandaufnahmen	34
Tabelle 4: Gesamtanzahl und prozentualer Anteil der Erkrankungen, die zum Hüftgelenkersatz führten sowie Anzahl bzw. Anteil der Erkrankungen bei männlichen (♂) und weiblichen (♀) Patienten	36
Tabelle 5: Abstand zwischen RK und Tischebene bei ausgewählten VF	38
Tabelle 6: Anzahl und prozentualer Anteil der jeweils eingeschlossenen Messwerte innerhalb unterschiedlicher Abweichungsbereiche.	42
Tabelle 7: Prozentualer Anteil der Differenz zwischen Rechenwert bzw. Messung und implantierter Pfannenkomponente innerhalb von Prothesengrößen (bei zementfreier Verankerung)	45
Tabelle 8: Abstand zwischen RK und Ebene des Wandstativs bei ausgewählten VF	47
Tabelle 9: Anzahl der Abweichungen in Prothesengrößen zwischen der Messung am Tibiaplateau und der implantierten Tibiakomponente	50
Tabelle 10: Prozentualer Anteil der Differenz zwischen Berechnung bzw. Messung des Tibiaplateaus und der implantierten Tibiakomponente in Prothesengrößen	52

10. Anhang

10.1. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Greifswald waren die Damen und Herren:

Bartz	Giebel
Bernstorff	Kaderali
Bockholdt	Kessler
Böttcher	Koppe
Brinkmann	Kramer
Brinkmeier	Lauffer
Burchardt	Lehndeckel
Chenot	Lerch
Clemens	Lode
Dombrowski	Meissner
Endlich	Merk
Felbor	Melzer
Felix	Moebius
Freyberger	Nauck
Gadebusch-Bondio	Oswald
Grabe	Peters
Greinacher	Rettig
Hannich	Rumpel
Hannöver	Siegmund
Heidecke	Steinmetz
Hinrich	Stracke
Hoffmann	Walther
Hosemann	Weingärtner
Hosten	Westphal
John	Wiesmann
Jünger	

10.2. Danksagung

Danken möchte ich Hr. Prof. Dr. Kienapfel für die Bereitstellung der Mittel und die Ermöglichung dieser Studie. Mein besonderer Dank gilt dabei Hr. Dr. Andreas Becker für die hervorragende Betreuung, die produktive Kritik und die gute Zusammenarbeit. Seine Flexibilität sowie das Einräumen von Freiheiten innerhalb des Studiendesigns haben diese Studie erst möglich gemacht. Dem Team der radiologischen Abteilung des Auguste-Viktoria-Klinikums Berlin und dabei in besonderem Maße Dr.-Ing. Sabine Frenzel gilt mein Dank für die Hilfe bei der Durchführung der radiologischen Faktorenmessung.

Ich danke meiner Verlobten Luisa für die regelmäßige moralische und fachliche Unterstützung, meinem Patenonkel Harro, der bei der orthographischen Beratung eine große Hilfe war und meinem Cousin Daniel für seine Unterstützung. Im Rahmen der statistischen Ausarbeitung gilt mein Dank Dipl.-Kfm. Gerd Hinzmann, Phillip sowie Martin.

Meinen Eltern bin ich für die aufbauenden und anerkennenden Worte dankbar, die mir beim Fertigstellen dieser Arbeit geholfen haben. Außerdem danke ich allen Freunden und Verwandten, die durch ihr Interesse und den damit verbundenen Austausch neue Anregungen und Ideen einbrachten, die zum Gelingen dieser Studie beigetragen haben.